Aus der Abteilung für pädiatrische Kardiologie
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. J. Apitz
der Kinderklinik der Universität Tübingen

NORMALWERTE FÜR DAS EKG NACH FRANK, EINTHOVEN, GOLDBERGER UND WILSON VON HERZGESUNDEN KINDERN IM ALTER VON 4–6 JAHREN

INAUGURAL – DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Klinische Medizin
der Eberhard–Karls–Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
THOMAS BERNDT
aus Tübingen

1978

Aus der Abteilung für pädiatrische Kardiologie
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. J. Apitz
der Kinderklinik der Universität Tübingen

NORMALWERTE FÜR DAS EKG NACH FRANK, EINTHOVEN, GOLDBERGER UND WILSON VON HERZGESUNDEN KINDERN IM ALTER VON 4–6 JAHREN

INAUGURAL – DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Klinische Medizin
der Eberhard–Karls–Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
THOMAS BERNDT
aus Tübingen

1978

Dekan: Professor Dr. H.- E. Hoffmeister

Berichterstatter: Professor Dr. J. Apitz

Gedruckt und geschrieben bei H.- J. Köhler, Tübingen , Neue Straße 11

Aus der Abteilung für pädiatrische Kardiologie
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. J. Apitz
der Kinderklinik der Universität Tübingen

NORMALWERTE FÜR DAS EKG NACH FRANK, EINTHOVEN, GOLDBERGER UND WILSON VON HERZGESUNDEN KINDERN IM ALTER VON 4–6 JAHREN

INAUGURAL – DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Klinische Medizin
der Eberhard–Karls–Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
THOMAS BERNDT
aus Tübingen

1978

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Dekan: Professor Dr. H.- E. Hoffmeister

Berichterstatter: Professor Dr. J. Apitz

Gedruckt und geschrieben bei H.- J. Köhler, Tübingen , Neue Straße 11

Herrn Professor Dr. J. Apitz danke ich für die Überlassung des Themas und die Unterstützung bei der Durchführung meiner Doktorarbeit.

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41523714_0034

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
1.	Einleitung mit Fragestellung	1
2.	Geschichtlicher Überblick zur Entwicklung der Elektrokardiographie und Vektorkardiographie	3
3.	Das Ableitungssystem nach FRANK	8
4.	Material und Methodik	12
5.	Ergebnisse	17
6.	Diskussion der Ergebnisse	48
7.	Zusammenfassung	62
8.	Tabellenanhang	64
9.	Literaturverzeichnis	75
	Lebenslauf	

1. EINLEITUNG

Bei einer Vielzahl von Herzerkrankungen hat die diagnostische Bedeutung des Elektrokardiogramms einen hohen Stellenwert. So können bei den angeborenen Herzfehlern oft auf Grund des EKG's das Ausmaß der vorliegenden Störung erkannt werden.
Andererseits gilt heute aber, daß die diagnostische Aussagefähigkeit bei Anwendung der zwölf konventionellen Ableitungen nach EINTHOVEN, GOLDBERGER und WILSON vielfach nicht vollständig ausgeschöpft werden kann.
Grundlegende Voraussetzung für jede Beurteilung und Deutung der EKG-Kurven ist die genaue Kenntnis der normalen Zeitwerte, Amplituden und Formen des kindlichen EKG's, GUTHEIL (1972).

Seit Einführung der ersten Ableitungssysteme ist an deren Weiterentwicklung und Verbesserung gearbeitet worden, um den komplexen elektrischen Vorgängen im Herzmuskel Rechnung zu tragen und damit die Diagnostik zu optimieren.

Theoretisch scheint es, und zahlreiche experimentelle und klinische Untersuchungen und Methodenvergleiche bestätigen diese Annahme, daß die korrigierten orthogonalen Ableitungssysteme den konventionellen Systemen überlegen sind, SIMONSON (1959), BRISTOW (1961), HUGENHOLZ (1962), BRODY (1964), BORUN et al. (1969).

Dabei hat sich unter den orthogonalen Ableitungsmethoden das System von FRANK (1956) weitgehend durchgesetzt, LEPESCHKIN (1974), da es die geforderte exakte Registrierung der Erregungsabläufe mit einfachster klinischer Anwendbarkeit in befriedigender Weise verbindet, PIPBERGER (1961), LEMMERZ (1969), BURCH et al. (1970). Das bedeutet, daß dieses Verfahren mit nur drei Ableitungen den zeitlichen Aufwand für die Auswertung verkürzt ohne dafür einen Informationsverlust in Kauf zu nehmen und sich dadurch zur Programmierung für eine automatische EKG-Analyse anbietet(GILLMANN, 1968). Gerade

darin liegt die Aktualität dieses Systems, auch für die Zukunft (HÜLLEMANN, 1970; BLATT, 1971).

Die Aufgabe der vorliegenden Arbeit war es, skalare Normalwerte des FRANK-EKG's von herzgesunden Kindern im Alter von 4 - 6 Jahren zu erstellen. Die Alterseinteilung erfolgte in Anlehnung an die von STOERMER und HECK (1971). Parallel dazu wurden bei den Untersuchungen auch die konventionellen Ableitungen (bipolare Extremitätenableitungen I - III nach EINTHOVEN, unipolare Extremitätenableitungen aVR -aVF nach GOLDBERGER und unipolare Brustwandableitungen v_1 -v_6 nach WILSON) registriert.
Die Aufzeichnung der konventionellen Ableitungen wurde durchgeführt, weil in den Publikationen von ZIEGLER (1951), DOLL (1953) und STOERMER/HECK (1971) und GUTHEIL (1972) neben dem Mittelwert jeweils nur die Maximal- und Minimalwerte angegeben wurden, sowie die einfache Standardabweichung. Diese Werte allein sind nach den Auffassungen von SIMONSON (1961) nicht ausreichend zur Charakterisierung von Normalwerten.

Unsere gewonnenen Normalwerte wurden mit Hilfe statistischer Methoden analysiert: wir prüften, ob für den jeweiligen Wert Normalverteilung vorlag (Chi- Quadrat - Test) und es wurden Mittelwert, Standardabweichung, sowie die Konfidenzgrenzen berechnet. Auf die Angabe von Minimal- und Maximalwerten haben wir bewußt verzichtet, da diese Extremwerte darstellen und somit, wie bereits ausgeführt, ungeeignet sind, Normalbereiche zu begrenzen (MOSS und ADAMS, 1968).

2. GESCHICHTLICHER ÜBERBLICK ZUR ENTWICKLUNG DER ELEKTROKARDIOGRAPHIE UND VEKTORKARDIOGRAPHIE

Als Begründer der elektrographischen Ableittheorie darf EINTHOVEN (1913) gelten. Schon bei Einführung seines Ableitungssystems machte er bewußt auf die Gegensätze seiner Voraussetzungen zu den anatomischen Gegebenheiten des menschlichen Körpers aufmerksam.

Die von ihm eingeführte vektorielle Betrachtungsweise des Elektrokardiogramms basierte in ihren Anfängen notwendigerweise auf Vereinfachungen. Das EINTHOVENsche Dreieck ist mathematisch-physikalisch gesehen eine erste Approximation an die im menschlichen Körper gegebenen Verhältnisse. Folgende Vereinfachungen werden dabei gemacht:

1. Der menschliche Körper wird als räumlicher Leiter von regelmäßiger Konfiguration angesehen, idealerweise als Kugel oder zumindest als Zylinder.
2. Das Herz, als physiologische Stromquelle, wird als punktförmiger, fixierter Dipol dargestellt, der zentrisch im räumlichen Leiter gelegen ist.
3. Die elektrische Leitfähigkeit des Körpergewebes wird als homogen angesehen.

EINTHOVEN (1913) sah die im EKG registrierten Potentialdifferenzen als räumlich gerichtete Größen, als Vektoren. Vektoren sind Größen, die durch eine positive Zahl, den skalaren Wert des Vektors, und durch eine Richtung im Raum gekennzeichnet sind. Sie werden allgemein durch gerichtete Strecken (Pfeile) dargestellt, wobei die Länge der Strecke den Betrag symbolisiert.
Da außerdem das EINTHOVEN-System nur zweidimensional ausgelegt war, konnten damit nur die auf die Frontalebene projizierten Potentiale erfaßt werden.
Neben der Erkennung der Vektornatur der kardialen Aktionspotentiale gelang EINTHOVEN (1913) auch die Darstellung von Richtung und

Größe des manifesten Vektors durch Berechnung aus dem skalaren EKG. FAHR (1920), MANN (1920) und LEVIS (1925) haben sich auf diesem Gebiet der indirekten Vektordarstellung besonders verdient gemacht. SAVJOLOFF (1929), SULZER (1936) und MANN (1938) arbeiteten an der Verwirklichung der direkten Darstellung der Vektorschleife auf dem Kathodenstrahlscillographen. Die ersten brauchbaren Vektordiagramme lieferten SCHELLONG (1937), WILSON (1937/38) und HOLLMANN (1938).

Der entscheidende Durchbruch in der Entwicklung der Elektrokardiographie und Vektorkardiographie gelang aber erst, als das Verhalten der Oberflächenpotentiale und deren Beziehungen zu den elektrischen Ereignissen am Herzen mit exakten physikalisch-mathematischen Methoden untersucht wurde.

DUCHOSAL und SULZER (1949), sowie SCHAEFER (1951) zeigten, daß eine Potentialdifferenz dem Cosinus des Winkels entspricht, den die Dipolachse mit der Ableitungslinie bildet, wobei die Ableitungslinie der direkten Verbindung zweier Ableitungspunkte entspricht, jedoch wieder mit der Voraussetzung, daß das Herz zentral in einem homogenleitenden Körper liegt.

WILSON (1934) wollte mit seinen unipolaren Brustwandableitungen Partialabgriffe von Herzwandabschnitten erhalten. Er registrierte das Potential der differenten Elektrode nach einem konstruierten Nullpunkt, indem er die Extremitätenableitungen, entsprechend der Gleichung I+II+III = 0, über hohe Widerstände miteinander verband. FRANK (1955) zeigte jedoch, daß bei unipolaren Ableitungen nur ganz unwesentliche Partialeffekte zu erwarten sind. Bestätigt wurde er darin auch von SCHAEFER (1951), SCHMITT (1955) und STALLMANN (1957). FRANK (1955) wies in seinen Untersuchungen nach, daß das Potential dieses Punktes bis zu 40 % des maximal registrierten Potentials schwankt. Einen ähnlichen Irrweg, wie STALLMANN (1957) diese Entwicklung bezeichnete, schlug auch GOLDBERGER (1942) mit der Einführung seiner unipolaren Extremitätenableitungen ein. Er wollte damit das Potential nur einer Extremität gegen die beiden

anderen im EINTHOVEN-Dreieck definierten Extremitäten registrieren, übersah aber dabei, daß er nicht das Potential sondern nur die Potentialdifferenz messen konnte.

BURGER und VAN MILAN (1946-48) korrigierten als erste die vereinfachten mathematischen Verhältnisse. Auf Grund von Potentialmessung bei exzentrischer Dipollage stellten sie an Phantommodellen fest, daß die anatomischen Ableitachsen nicht den wirklichen entsprachen, und daß die Potentialdifferenz zwischen zwei Punkten auf der Körperoberfläche sich aus dem skalaren Produkt zweier Vektoren ergibt. Hierbei muß die Länge der Ableitungsachse multipliziert werden mit der Projektion des Herzvektors auf die wirkliche Ableitungsachse. Aus dieser Erkenntnis etwickelten sie das erste korrigierte orthogonale Ableitungssystem.
Nachträglich wurden noch mehrere Versuche unternommen, die bisher gebräuchlichen Elektrodenlagen auf mathematischem Wege zu korrigieren, jedoch ohne Erfolg (FRANK, 1954; NELSON, 1959; BAYLEY, 1959). PIPBERGER (1959) stellte dazu fest: "Konventionelle EKG- und VKG-Ableitungen können nicht durch Einführung neuer Verstärkungsfaktoren und Widerstandsnetze korrigiert werden. Die Korrektur von Mittelwerten tragen den extremen Variationsmöglichkeiten der effektiven Ableitungsachsen nicht Rechnung."
Logischerweise mußte nun die Forschung auf die Entwicklung neuer Ableitungssysteme mit neuen Elektrodenlagen gerichtet werden. Als Arbeitshypothese galt bei fast allen weiteren Entwicklungsmodellen die Dipol-Theorie, d.h., daß das Herz als physiologische Stromquelle für die klinische Elektrokardiographie mit hinreichender Genauigkeit als Dipol dargestellt werden kann. Spiegelbilduntersuchungen in diesem Zusammenhang (BURGER, 1952; FRANK, 1955; SCHMITT, 1955) stützten diese Theorie, wenn auch zahlreiche Einwände und Einschränkungen vorgebracht wurden (OKADA, 1958; SCHAEFER, 1951).

Die Forderungen, die nun an ein ideales Ableitungssystem gestellt wurden, formulierte PIPBERGER (1958) wie folgt:

" 1) Die effektive Ableitungsstärke und -Richtung soll konstant sein, unbeeinflußt von Variationen der Herzlage und der Thoraxkonfiguration.

2) Die effektive Ableitungsstärke sollte in allen Ableitungen konstant sein."

Der Vorteil eines solchen Systems liegt zudem in der beidseitigen Anwendung sowohl in der Elektrokardiographie, als auch in der Vektorkardiographie (oder kombiniert skalare und vektorielle Aufzeichnung).

SCHMITT und SIMONSON (1955) und FRANK (1956) entwickelten als erste sogenannte korrigierte, orthogonale Ableitungen, die diesen Anforderungen entsprechen sollten. Es wurden je drei Ableitungen gewählt, die senkrecht zueinander stehen. FRANK (1954) ging dabei nicht von der gegebenen anatomischen Oberfläche aus, sondern konstruierte an einem Torsomodell mit Hilfe von Potentialmessungen eine "Korrigierte Oberfläche (image surface)", die erheblich von der anatomischen Körperform abwich.
Damit schuf er einfachere mathematische Projektionsverhältnisse und er konnte die Ableitungsachsen so legen, daß sie den räumlichen Achsen des Modells (x-, y- und z-Achse) parallelliefen. Die nun abgegriffenen Potentialdifferenzen auf der Körperoberfläche waren direkt proportional den Komponenten des Herzvektors. Durch Koppelung der Ableitungselektroden über entsprechende Widerstände erreichte er, daß Amplitudenmessungen in den verschiedenen Ableitungen vergleichbar sind, da sie in der gleichen Relation zur Stärke der Stromquelle stehen. Es gelang ihm seine Ableitungspunkte so zu legen, daß der Einfluß von Thoraxgestalt und Oberfläche auf ein Minimum reduziert wurde. Damit war sein System auch auf anatomische Verhältnisse anwendbar.
SCHMITT und SIMONSON (1955) wählten einen anderen Weg, um zu einem korrigierten Ableitungssystem zu gelangen. Ihr sogenanntes

SVEC III (Stereovectorcardiography)-System besteht aus 14 Elektroden, die durch ein Netzwerk von Widerständen untereinander so gekoppelt sind, daß die Ableitungsstärke in allen drei Ableitungen für die jeweilige Komponente des Herzvektors gleich groß ist.

MC FEE und PARUNGAO (1961) griffen bei ihrer Ableitungsmethode folgendes Prinzip auf: 2 bipolare Ableitungen mit gleicher, aber gegensinniger Abweichung von den anatomischen Achsen werden über passende Widerstände verbunden, so daß sich die Abweichungen kompensieren und eine effektive Ableitungsachse resultiert, die der anatomischen parallel liegt.

Spätere Untersuchungen der korrigierten Ableitungssysteme führten zu neueren Erkenntnissen bzw. zu Modifikationen und den verschiedensten Elektroden-Kombinationen, auf deren Aufzählung wir in diesem Rahmen jedoch verzichten wollen, da sie nicht die Bedeutung erlangten, wie die zuvor erwähnten.

3. DAS ABLEITUNGSSYSTEM NACH FRANK

FRANK (1956) schlug für seine korrigierten Ableitungen 7 Elektroden vor. Die nachstehende Abbildung 1 zeigt die genaue Plazierung derselben.

Die fünf Thoraxelektroden sind auf Höhe des 5. ICR wie folgt angelegt

I: rechte Axillarlinie

A: linke Axillarlinie

E: vordere Mittellinie, prästernal

M: hintere Mittellinie, über d. Wirbelsäule

C: Im Abstand von 45^{o} ventral von A

die restlichen zwei Elektroden

H: Hals

F: linker Fuß

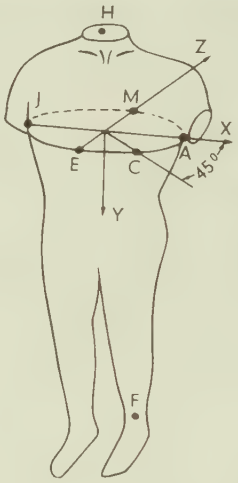

Abb. 1: Darstellung der Ableitungen x, y und z nach dem Originalschema von FRANK

Zur Konstruktion der x-Ableitungslinie werden die Ableitungspunkte I, A und C über Widerstände verbunden, wie Abbildung 2 zeigt.

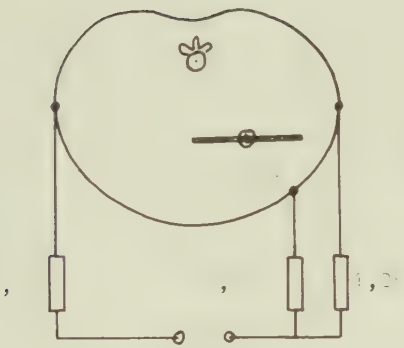

Abb. 2: Konstruktion der Ableitungslinie x

Die Ableitung y erfolgt über die Verbindung der Ableitungspunkte H zu M und F. Die Ableitung z erhält man über die Elektrodenkombination I/E/C zu A/M. (Vergl. Abb.3 und 4)

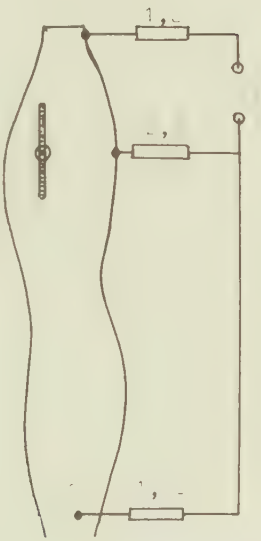

Abb. 3: Konstruktion der Ableitungslinie Y

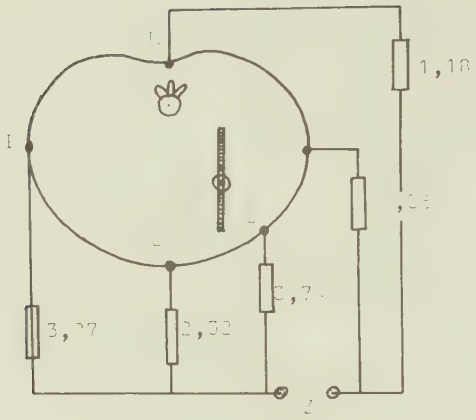

Abb. 4: Konstruktion der Ableitungslinie z

Die vier Thoraxelektroden I, E, A und M erfordern eine möglichst genaue Plazierung sowohl hinsichtlich der gleichen Höhe des ICR s, als auch der medianen bzw. lateralen Ausrichtung. Die C-Elektrode ist, abgesehen von H und F, die am wenigsten kritische Thoraxelektrode, da sich ihr Einfluß praktisch nur auf ein Drittel (27 %) der gesamten Potentialdifferenz der x-Achse auswirkt und die z-Achse durch sie kaum, die y-Achse gar nicht erfaßt wird, FRANK (1956). Auf Grund radiologischer Untersuchungen wies FRANK nach, daß in der Mehrzahl der Fälle die Hauptmasse des linken Ventrikels (= Schwerpunkt des Herzens) in Höhe des 5. ICR gelegen ist. Dieser Befund veranlaßte ihn die transversale Ableitungsebene in diesen ICR zu legen. Im Anhang seiner Originalarbeit gibt er jedoch genaue Anweisung zur präzisen Erfassung des Dipols durch individuelle Plazierung der Elektroden mittels radiologischer Bestimmung der Herzlage. LANGNER (1958) empfahl wegen der besseren Übereinstimmung mit SVEC III, MC FEE und PARUNGAO (1961) und HELM (1957) die Elektrodenanlage im 4. ICR. SLANY (1972) konnte jedoch nachweisen, daß keine statistisch signifikanten Differenzen zu erwarten sind bei einer Elektrodenanlage im 4. oder 5. ICR.

Die exakte Lage der H-Elektrode ist auf der hinteren Halsseite 1 cm rechts von der Mittellinie in Höhe der obersten Schulterbegrenzung. Da diese Elektrode jedoch als "herzfern" zu betrachten ist, bewirkt eine Änderung ihrer Befestigung am Körper keine Potentialänderung (LICHTLEN, 1969).
Die F-Elektrode sollte am linken Bein zwischen Knie und Fußgelenk angelegt werden.

4. MATERIAL UND METHODIK

An der Abteilung für pädiatrische Kardiologie der Universitäts-Kinderklinik Tübingen wurden in der Zeit von August 1972 bis März 1974 von 120 Kindern im Alter von 3 J. 0/12 Mon. bis einschließlich 5 J. 11/12 Mon. Elektrokardiogramme geschrieben. Bei 4 Kindern konnten wir wegen übermäßiger Bewegungsunruhe oder gesteigertem Angstgefühl keine auswertbaren Diagramme erhalten. Es standen uns somit insgesamt 116 Kinder - Elektrokardiogramme für unsere Untersuchungen zur Verfügung.
Die Kinder wurden teils stationär, teils ambulant in der Klinik behandelt. Für die Auswahl der Kinder war entscheidend, daß kein Verdacht eines Herzfehlers oder einer Herzerkrankung vorlag, was anamnestisch und auskultatorisch überprüft wurde. Des weiteren achteten wir darauf, daß bei den untersuchten Probanten keine bedeutsamen Wachstums - oder Stoffwechselstörungen vorlagen.

Registriert wurden die Elektrokardiogramme mit dem 6 - fach Schreiber Multiscriptor EK 22 der Fa. Hellige, Freiburg. Für die Wilson-Ableitungen wurden EEG-Elektroden mit Filzauflagen, für die Frank-Ableitungen Klebeelektroden mit einem Kontaktflächendurchmesser von 13 mm verwandt. Die Kontaktflächen wurden mit Elektrodenpaste bestrichen.
Geschrieben wurde jeweils in drei Intervallen und zwar jeweils synchron I, II, III, aVR, aVL, aVF, dann $v_1 - v_6$ und schließlich x, y, z, I, II, III, . Es wurden zwei Papiergeschwindigkeiten gewählt: 50mm/sec und 100 mm/sec. Die Ausmessung erfolgte mittels eines Lineals der Firma Siemens, Cardiometer Typ D, aus den Registraten, die mit einer Geschwindigkeit von 100 mm/sec geschrieben wurden. Im Einzelnen erfolgte die Ausmessung der Amplituden P, Q, R, S, T auf $\pm$ 0,01 mV genau, die Zeitwerte P, PQ, QRS, QT und oUP auf $\pm$ 5/100 sec genau und die Formen von P, R, QRS, T nach einem Schlüsselschema. Die Meßwerte wurden übertragen auf einen von uns

entworfenen EKG-Auswertbogen und im Zentrum für Datenverarbeitung der Universität Tübingen auf Lochkarten abgelocht. Die Erstellung eines Statistikprogramms und die gesamte Computerauswertung wurden ebenfalls vom Rechenzentrum übernommen. +++

Für sämtliche Parameter (Amplituden- und Zeitwerte) errechneten wir neben dem Mittelwert, die Standardabweichung, die 5 er, 10 er, 90 er und 95 er Perzentile bzw. Konfidenzgrenze.

+++ Für die Ausarbeitung des Statistikprogramms und die freundliche Unterstützung bei der Auswertung danke ich besonders Herrn Dipl. math. Hahn und Herrn Dipl. math. Schubring vom Zentrum für Datenverarbeitung der Universität Tübingen (Leiter Prof. Dr. Graef).

EKG - Auswertungsbogen

Abt. f. pädiatr. Kardiologie Universitäts Kinderklinik Tübingen

Laufende EKG-Nummer			1 - 6
Geburtsdatum			7 - 12
Untersuchungsalter in Jahren u. Monaten			13 - 16
Geschlecht			17
Rhythmus			18
R - R Abstand			19 - 20
Ableitung			21 - 22
Amplitude	P ---(-,--mV)		23 - 24
1 mm = 0,1 mV	Q ---(-,--mV)		25 - 26
	R ---(-,--mV)		27 - 29
	S ---(-,--mV)		30 - 32
	T ---(-,--mV)		33 - 34
Form u. Ausschlagrichtung von		P	35
Knotungen u. Splitterungen von		R	36
Form von		QRS	37
Forum u. Ausschlagrichtung von		T	38
Dauer in 1/100 sec	P ---(-,-- ")		39 - 40
	PQ ---(-,-- ")		41 - 42
	QRS ---(-,-- ")		43 - 45
	QT ---(-,-- ")		46 - 47
	oUP ---(-,-- ")		48 - 49
Ableitung			50 - 51
Amplitude	P ---(-,--mV)		52 - 53
1 mm = 0,1 mV	Q ---(-,--mV)		54 - 55
	R ---(-,--mV)		56 - 58
	S ---(-,--mV)		59 - 61
	T ---(-,--mV)		62 - 63
Form u. Ausschlagrichtung von		P	64
Knotungen u. Splitterungen von		R	65
Form von		QRS	66
Form u. Ausschlagrichtung von		T	67
Dauer in 1/100 sec	P ---(-,-- ")		68 - 69
	PQ ---(-,-- ")		70 - 71
	QRS ---(-,-- ")		72 - 74
	QT ---(-,-- ")		75 - 76
	oUP ---(-,-- ")		77 - 78
Identifikation			79 - 80

M/4144

Die Ermittlung von Minimal- und Maximalwerten erschien uns nicht sinnvoll und wenig aussagekräftig, zumal die Gefahr groß ist, hierbei pathologische Werte mit in den Normalbereich zu verlegen. Da die Angabe des Zwei- Sigmabereiches bzw. der Standardabweichung s noch keine Aussage über die Art der Verteilung zuläßt, wählten wir zur Bestimmung der Verteilungsform den Chi - Quadrat - Test (KREYSZIG, 1973).

Aufgezeichnet wurden folgende elektrokardiographische Ableitungen:

a) Bipolare Extremitäten-Ableitungen I, II und III nach EINTHOVEN (Standardableitungen) mit den Ableitungspunkten
   - linker Arm
   - rechter Arm
   - linkes Bein

b) Unipolare Extremitäten - Ableitungen nach GOLDBERGER mit den Ableitungen aVR, aVL, aVF, und denselben Ableitungspunkten wie bei EINTHOVEN.

c) Unipolare Brustwandableitungen V_1 -V_6 nach WILSON mit den Ableitungspunkten
   V_1 rechter Sternalrand in Höhe des 4. ICR
   V_2 linker Sternalrand in Höhe des 4. ICR
   V_3 Punkt in der Mitte zwischen 4. und 5. ICR
   V_4 linke Medioclavicularlinie im 5. ICR
   V_5 linke vordere Axillarlinie im 5. ICR
   V_6 linke mittlere Axillarlinie im 5. ICR

d) Ableitungen x, y und z nach dem FRANK - System mit den Ableitungspunkten wie in der Originalarbeit beschrieben (siehe Abb. 1), jedoch mit der Einschränkung, daß wir die Elektroden nicht im 5., sondern, wie von BORUN et al. (1969) und BERSON (1970) für Kinder empfohlen, in Höhe des 4. ICR plazierten.

Die H - Elektrode legten wir aus praktischen Gründen an der Stirn an. Lokalisationsvariationen dieses Ableitungspunktes sind ohne größeren Einfluß auf die registrierten Potentialdifferenzen.

5. ERGEBNISSE

Die Amplituden- und Zeitwerte haben wir in den Abb. 5 - 26 graphisch dargestellt, wobei die errechneten Mittelwerte als Säulen aufgezeichnet wurden, die jeweiligen Perzentilenwerte 10. und 90. als gerader Strich, und die 5er und 95er Perzentile als gepunktete Linie erscheinen.
Sämtliche Werte unserer Untersuchungen sind tabellarisch im Anhang zusammengestellt.
In den Tabellen 1 - 12 haben wir eine detaillierte Aufschlüsselung der verschiedenen Zackenformen und Ausschlagrichtungen wiedergegeben.
Die Zahlenangaben in den Tabellen sind absolute Fallzahlen, jeweils bezogen auf 116 Probanten.
Die Geschlechtsverteilung betrug 58 % männlich und 42 % weiblich.
In 10 % der Fälle stellten wir Rhythmusarythmien fest.

1. FRANK - System

In den Ableitungen x und y fanden sich nur positive P-Zacken, in der Ableitung z traten auch negative P-Werte auf. Die Auszählung der 116 Kurven ergab 36 positive, 35 negative, 28 biphasische und 17 isoelektrische P-Zacken. Mit einem 90er und 95er Perzentilenwert von 0,20 mV sahen wir in der Ableitung y die größten P-Zacken (Abb. 5).

Die Häufigkeit des Auftretens der verschiedenen P-Formen kann der Tabelle 1 entnommen werden.

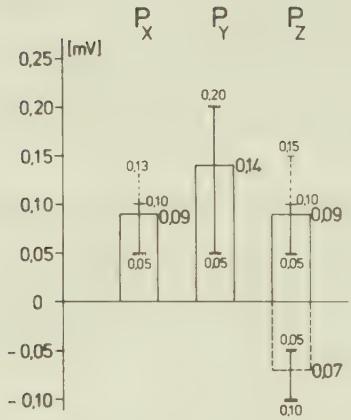

Abb. 5: P-Amplitudenwerte in den FRANK-Ableitungen x, y und z.

Form u. Ausschlagrichtung der P-Zacke	Ableitung		
	X	Y	Z
normal +	110	112	36
normal -	1	1	35
diphasisch +-	2	-	1
diphasisch -+	-	-	27
doppelgipflig +	2	-	-
doppelgipflig -	-	-	-
isoelektrisch	1	3	17

Tab. 1: Formanalyse der P-Zacke in den FRANK-Ableitungen x, y und z. (Angaben bezogen jeweils auf 116 Fälle)

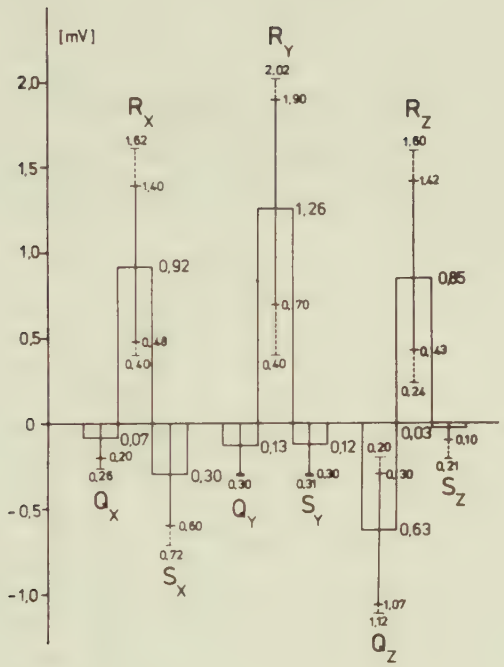

Abb. 6: Amplitudenwerte für Q, R und S in den FRANK - Ableitungen x, y und z.

In 63 % der Fälle war in Ableitung x eine Q-Zacke festzustellen. Der Mittelwert ergab in dieser Ableitung 0,07 mV. In Ableitung y stieg der Mittelwert auf 0,13 mV an und in Ableitung z fanden wir mit 0,30 mV (10. Perzentile) und 1,07 mV (90. Perzentile) die größten Werte. In Ableitung y konnten in 21, in Ableitung z lediglich in 5 Fällen keine Q-Zacke festgestellt werden. Die Häufigkeit der Q-Zacken stieg demnach von Ableitung x nach Ableitung z an.

Die R-Zacke, die in allen 3 Ableitungen vorkam, hatte in Ableitung y den größten Wert (Mittelwert 1,26 mV). In den Ableitungen x und y war die R-Zacke in 16 % der Fälle geknotet. In der Ableitung z traf dies bei 21 % zu. Splitterungen fanden sich nur in der Ableitung z und zwar in 4 Fällen.
Die Verteilung der Knotungen und Splitterungen zeigt die Tabelle 2.

Die Größe der S-Zacke nahm von Ableitung x nach Ableitung z ab. Die Mittelwerte betrugen von S_x 0,30 mV, von S_y 0,12 mV und von S_z nur noch 0,03 mV.

Knotung und Splitterung der R-Zacke	Ableitung		
	X	Y	Z
basisnahe Knotung	6	9	11
spitzennahe Knotg.	12	9	13
hohe Splitterung	-	-	1
tiefe Splitterung	-	-	2
w-förmige Splittg.	-	-	1
ohne Knotg./Splittg.	98	98	88

Tab. 2: Häufigkeit des Vorkommens von Knotungen und Splitterungen der R-Zacke in den FRANK-Ableitungen x, y und z. (Angaben bezogen auf 116 Fälle)

Die verschiedenen Formveränderungen des QRS-Komplexes und die Häufigkeit des Vorkommens in den FRANK-Ableitungen ist in Tabelle 3 zusammengestellt.

Form des QRS-Komplexes		Ableitung		
		X	Y	Z
	qRs	52	50	12
	qR	19	44	40
	Rs	33	16	2
	RS	10	4	3
	rS	1	-	-
	rSr'	-	1	1
	Qr	-	1	8
	QR	1	-	50
	rSR'	-	-	-
	QS	-	-	-

Tab. 3: Formanalyse des QRS-Komplexes in den FRANK-Ableitungen x, y und z.
(bezogen auf 116 Fälle)

Die T-Zacke (Abb. 7) war in Ableitung x in 114 Fällen, in Ableitung y in 115 und in Ableitung z in 91 Fällen positiv. In Ableitung z konnten wir in 5 Fällen keine T-Zacken beobachten, in 10 Fällen waren sie negativ.

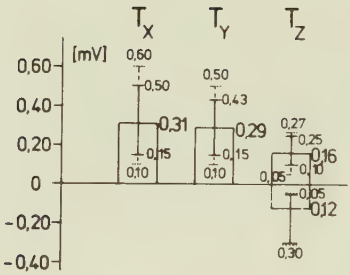

Abb. 7: T-Amplitudenwerte in den FRANK-Ableitungen x, y und z.

Form u. Ausschlagrichtung der T-Zacke	Ableitung		
	X	Y	Z
normal +	114	115	91
gewinkelt +	-	-	-
doppelgipflig +	-	-	1
präterminal -	-	-	-
terminal -	1	1	10
biphasisch +-	1	-	9
biphasisch -+	-	-	-
isoelektrisch	-	-	5

Tab. 4: Formanalyse der T-Zacke in den FRANK-Ableitungen x, y und z.

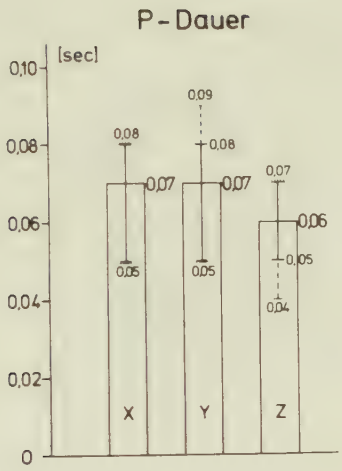

Abb. 8: P-Dauer in den FRANK-Ableitungen x, y und z.

Die P-Dauer (Abb. 8) war in den Ableitungen x und y mit einem Mittelwert von 0,07 sec gleichgroß. In Ableitung y stellten wir mit Werten von 0,05 sec (5 % P.) bis 0,09 sec (95 % P.) die größte Streuung fest. Die kürzeste P-Dauer sahen wir in Ableitung z.

Die PQ-Dauer (Abb. 9) betrug in den Ableitungen x und y 0,12 sec und war damit um 0,01 sec länger, als in Ableitung z. Die längste PQ-Zeit registrierten wir in Ableitung x mit 0,16 sec. Die untere Grenze lag in allen drei Ableitungen bei 0,09 sec.

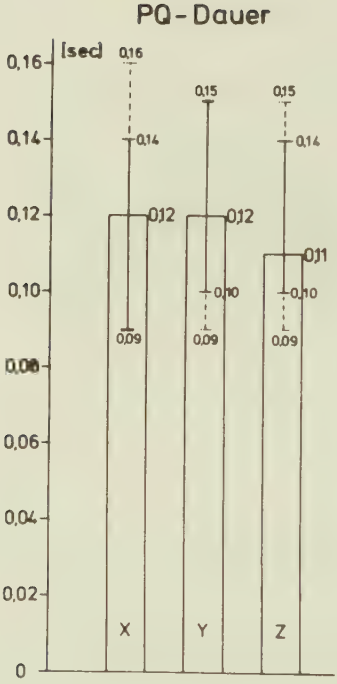

Abb. 9: PQ-Dauer in den FRANK-Ableitungen x, y und z.

In Abb. 10 sind die Zeiten des QRS-Komplexes dargestellt. Als Mittelwert ergab sich in Ableitung x und y 0,07 sec, in Ableitung z 0,08 sec.

Die absoluten QT-Zeiten betrugen durchschnittlich in den FRANK-Ableitungen 0,31 sec. Die höchsten Werte lagen bei 0,36 sec, die niedrigsten bei 0,28 sec.

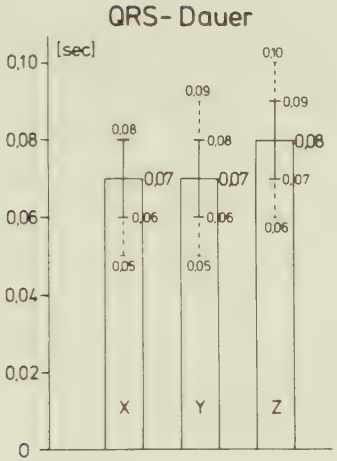

Abb. 10: QRS-Dauer in den FRANK-Ableitungen x, y und z.

Für den oberen Umschlagpunkt der R-Zacke in den Ableitungen x und y errechneten wir einen Mittelwert von 0,03 und in Ableitung z 0,04 sec. Die Konfidenzgrenzen verlagerten sich von Ableitung x nach Ableitung z ansteigend zu höheren Werten, wie aus Abb. 11 zu ersehen ist.

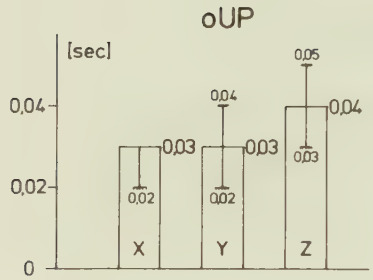

Abb. 11: Werte für den oberen Umschlagspunkt der R-Zacke in den FRANK-Ableitungen x, y und z.

2. Extremitätenableitungen nach EINTHOVEN und GOLDBERGER

Die P-Amplituden waren in den Ableitungen I, II und aVF immer nur positiv, wie aus Abb. 12 zu entnehmen ist. In der Ableitung III kamen in 12 % der Fälle auch negative P-Werte vor, in Ableitung aVL waren es nur 8 %. In Ableitung aVR waren nur negative Werte zu verzeichnen. Eine genaue Aufschlüsselung der vorkommenden P-Zacken kann der Tabelle 5 entnommen werden.

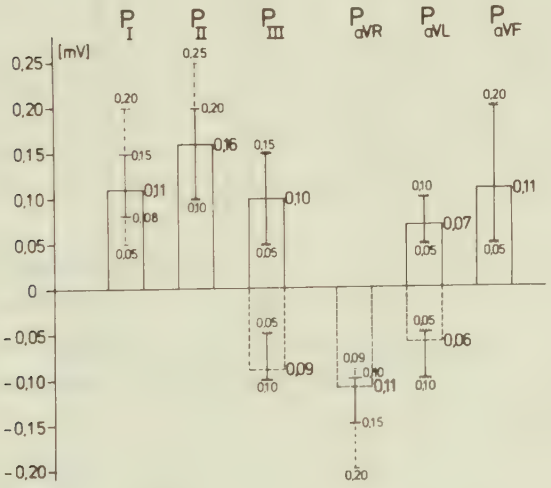

Abb. 12: P-Amplitudenwerte in den Extremitätenableitungen I, II, III und aVR, aVL, aVF.

Form u. Ausschlagrichtung der P-Zacke	Ableitung					
	I	II	III	aVR	aVL	aVF
normal +	115	112	86	1	77	108
normal -	1	-	14	115	9	-
diphasisch +-	-	1	7	-	-	-
diphasisch -+	-	-	-	-	3	-
doppelgipflig +	-	2	1	-	3	-
doppelgipflig -	-	-	-	-	-	-
isoelektrisch	-	1	8	-	24	8

Tab. 5: Häufigkeit des Vorkommens der verschiedenen P-Zacken in den Extremitätenableitungen I, II, III und aVR, aVL, aVF.

Die Ausschlaghöhen von Q, R und S in den Extremitätenableitungen sind in den Abb. 13 und 14 dargestellt. In den EINTHOVEN-Ableitungen zeigte die R-Zacke gegenüber der Q- und S-Zacke die größten Ausschläge. Der höchste Mittelwert mit 1,40 mV war in Ableitung II zu verzeichnen.

In den GOLDBERGER-Ableitungen stiegen die Amplitudenwerte der R-Zacke von aVR nach aVF an. Der errechnete Mittelwert lag in Ableitung aVF bei 1,07 mV. Die Ausschlaghöhen für die S-Zacke zeigten eine umgekehrte Tendenz wie für die R-Zacke. Mit einem Mittelwert von 0,67 mV lag sie in Ableitung aVR am höchsten und erreichte in Ableitung aVF mit 0,10 mV den geringsten Ausschlag.

Die niedrigsten Q-Werte fanden wir in Ableitung I und aVL. Sie betrugen hier im Durchschnitt 0,05 mV. Bei den EINTHOVEN-Ableitungen konnten wir in vielen Fällen keine S-Zacke verzeichnen. In Ableitung I war das bei 20 Kindern, in Ableitung II bei 34 und in Ableitung III

bei 52 Kindern der Fall. Ähnlich verhielt es sich auch bei den GOLDBERGER-Ableitungen. Die Fallzahlen ergaben hier in Ableitung aVR 33 mal keine Registrierung der S-Zacke, in Ableitung aVL 16 mal und in Ableitung aVF 44 mal keine S-Zacke.

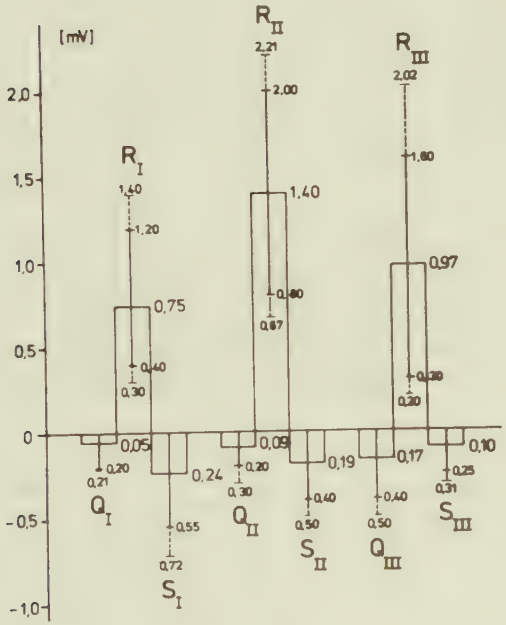

Abb. 13: Amplitudenwerte für Q, R und S in den EINTHOVEN-Ableitungen I, II und III.

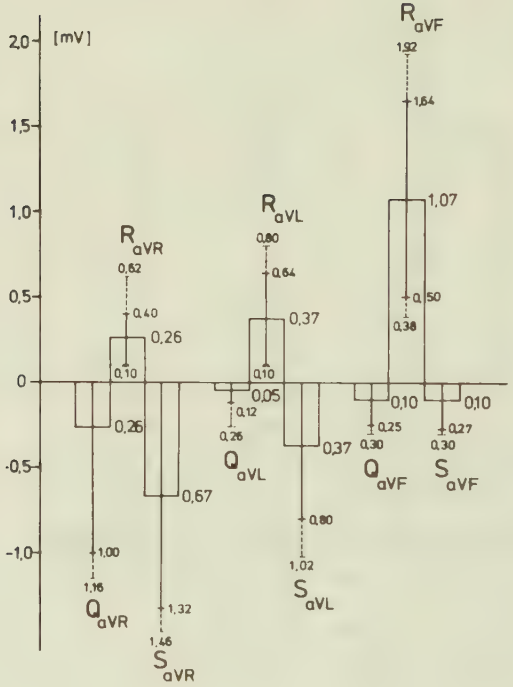

Abb. 14: Amplitudenwerte für Q, R und S in den GOLDBERGER-Ableitungen aVR, aVL und aVF.

Form des QRS-Komplexes	Ableitung					
	I	II	III	aVR	aVL	aVF
qRs	40	48	39	-	25	44
qR	20	34	50	3	13	44
Rs	38	29	10	-	13	22
RS	15	2	7	2	24	5
rS	3	2	5	38	33	1
rSr'	-	1	1	41	3	-
Qr	-	-	-	26	-	-
QR	-	-	2	4	3	-
rSR'	-	-	2	-	-	-
QS	-	-	-	2	2	-

Tab. 6: Formanalyse des QRS-Komplexes in den Extremitätenableitungen I, II, III und aVR, aVL, aVF.

Knotung und Splitterung der R-Zacke	Ableitung					
	I	II	III	aVR	aVL	aVF
basisnahe Knotung	7	3	9	2	7	15
spitzennahe Knotg.	12	7	20	-	9	9
hohe Splitterung	2	1	5	-	6	4
tiefe Splitterung	-	-	10	4	2	2
w-förmige Splittg.	-	-	2	1	3	-
ohne Knotg./Splittg.	95	105	70	109	89	86

Tab. 7: Knotungen und Splitterungen der R-Zacke in den Extremitätenableitungen I, II, III und aVR, aVL, aVF.

In den Tabellen 6 und 7 ist zusammenfassend das Vorkommen der verschiedenen QRS-Formen und die Häufigkeit von Knotungen und Splitterungen der R-Zacke in den Extremitätenableitungen dokumentiert.

Die T-Zacke war in den Extremitätenableitungen großen Schwankungen unterworfen. In Ableitung I und aVF kamen mit einer Ausnahme nur positive Werte vor. In Ableitung aVR war es umgekehrt: in 115 Fällen konnten wir ausschließlich negative Werte registrieren, nur bei einem Kind verzeichneten wir eine positive, gewinkelte T-Zacke.

In der Ableitung II lagen die negativen Werte unter 2 %. In Ableitung III waren es 16 %, in der Ableitung aVL 5 %. In den Ableitungen III, aVL und aVF kamen in einigen Fällen keine T-Zacken vor.

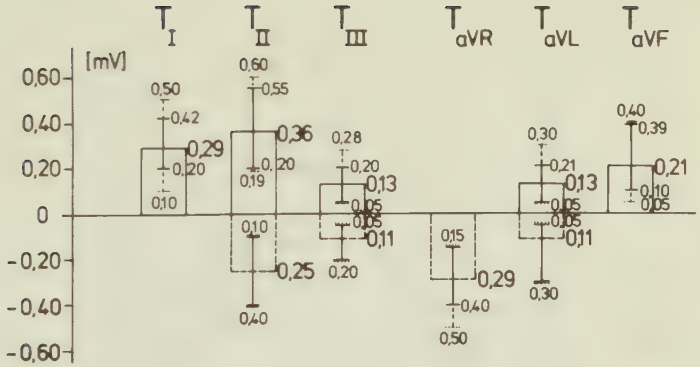

Abb. 15: T-Amplitudenwerte in den Extremitätenableitungen I, II, III und aVR, aVL, aVF.

Form u. Ausschlagrichtung der T-Zacke	Ableitung					
	I	II	III	aVR	aVL	aVF
normal +	115	114	85	-	98	112
gewinkelt +	-	-	-	1	-	-
doppelgipflig +	-	-	-	-	-	-
präterminal -	-	-	2	1	1	-
terminal -	1	2	16	114	5	-
biphasisch +-	-	-	-	-	-	-
biphasisch -+	-	-	4	-	-	1
isoelektrisch	-	-	9	-	12	3

Tab. 8: Formanalyse der T-Zacke in den Extremitätenableitungen I, II, III und aVR, aVL, aVF.

Die Mittelwerte der P-Dauer (Abb. 16) lagen zwischen 0,06 sec (Ableitungen III und aVL) und 0,08 sec (Ableitung aVR). Als obersten Grenzwert fanden wir in 3 Ableitungen 0,09 sec.

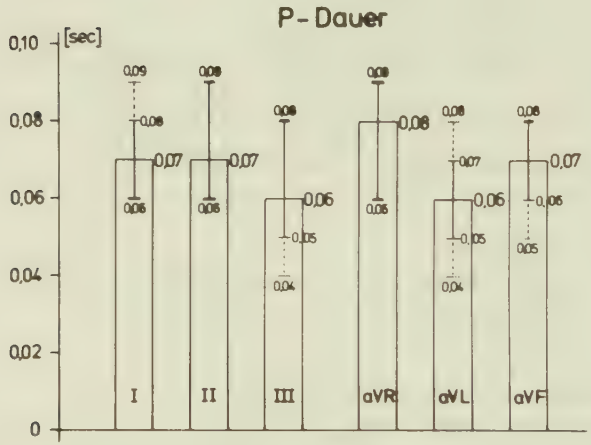

Abb. 16: P-Dauer in den Extremitätenableitungen I, II, III und aVR, aVL, aVF.

Die PQ-Zeiten (Abb. 17) betrugen im Durchschnitt in allen Ableitungen mit Ausnahme von aVL 0,12 sec. In Ableitung aVL war sie kürzer. Als Mittelwert errechneten wir in dieser Ableitung 0,10 sec.

Die längsten PQ-Zeiten fanden wir in den Ableitungen II und aVR mit 0,16 sec.

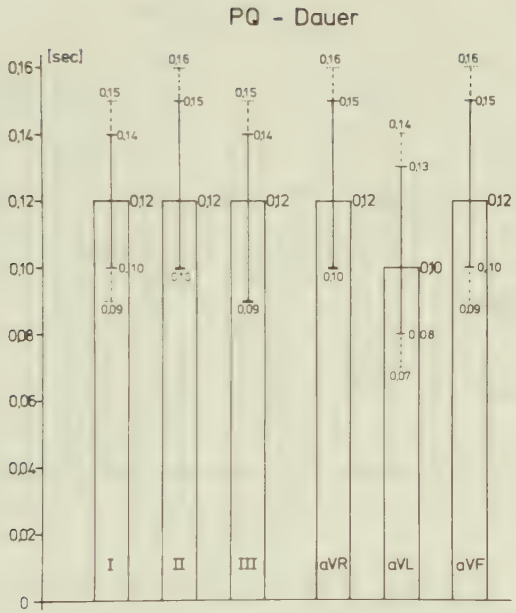

Abb. 17: PQ-Dauer in den Extremitätenableitungen I, II, III und aVR, aVL, aVF.

In allen Extremitätenableitungen dauerte der QRS-Komplex (Abb. 18) im Mittel 0,07 sec. Die längste gemessene QRS-Zeit von 0,10 sec kam nur in Ableitung aVR vor.

Unsere gemessene QT-Zeiten lagen in allen Extremitätenableitungen zwischen 0,27 sec und 0,36 sec und die dazu errechneten Mittelwerte bei 0,31 sec und 0,32 sec.

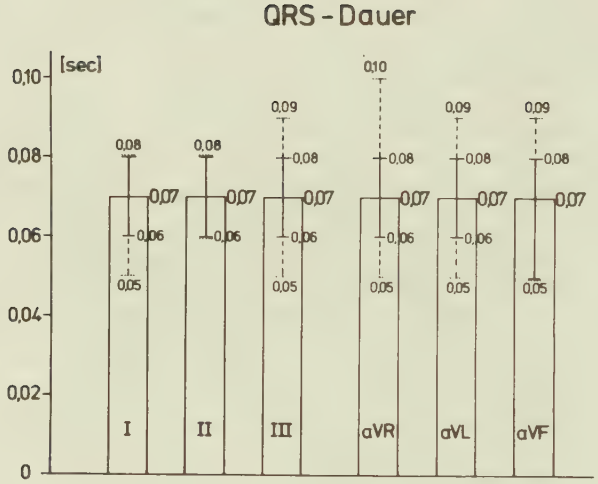

Abb. 18: QRS-Dauer in den Extremitätenableitungen I, II, III und aVR, aVL, aVF.

Der Zeitwert für den oberen Umschlagspunkt der R-Zacke (Abb. 19) lag bei allen EINTHOVEN-Ableitungen im Mittel bei 0,03 sec. In der Ableitung aVR betrug der Zeitwert durchschnittlich 0,04 sec, in Ableitung aVL 0,02 sec und in Ableitung aVF 0,03 sec. Die größte Variabilität verzeichneten wir in Ableitung aVR mit Werten von 0,01 sec (5er und 10er Perzentile) und 0,06 sec (90er und 95er Perzentile).

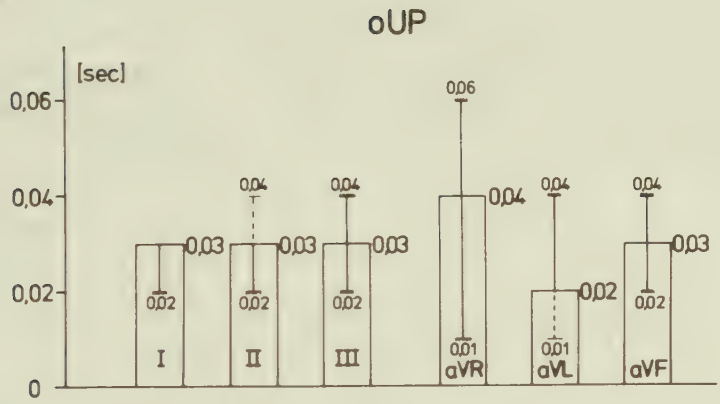

Abb. 19: Werte für den oberen Umschlagspunkt der R-Zacke. In den Extremitätenableitungen I, II, III und aVR, aVL, aVF.

3. Brustwandableitungen nach WILSON

Die Mittelwerte der P-Amplituden (Abb. 20) nahmen von Ableitung V_1 mit 0,12 mV bis Ableitung V_6 mit 0,08 mV ab. Die unteren Grenzwerte lagen in allen 6 Ableitungen bie 0,05 mV (5er Perzentile). Die höchsten Werte mit 0,20 mV verzeichneten wir in den Ableitungen V_1 und V_2. Insgesamt kamen in den WILSON-Ableitungen bei 116 Kindern nur 3 negative P-Zacken vor und zwar 2 mal in Ableitung V_1 und einmal in Ableitung V_4 (Tab. 9). Die meisten biphasischen Ausschläge von P registrierten wir in Ableitung V_1 (16 Fälle = 14 %).

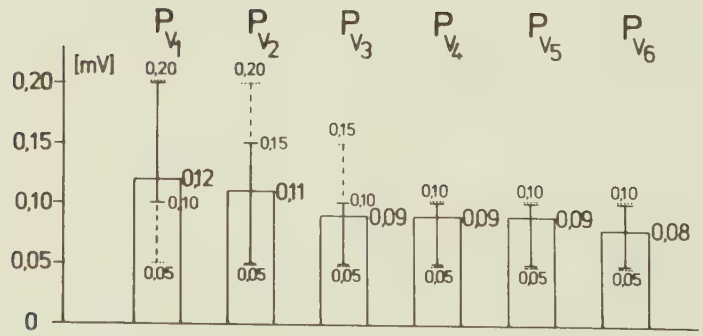

Abb. 20: P-Amplitudenwerte in den WILSON-Ableitungen $V_1 - V_6$.

Form u. Ausschlag-richtung der P-Zacke	Ableitung					
	V_1	V_2	V_3	V_4	V_5	V_6
normal +	96	112	106	102	112	110
normal -	1	-	-	1	-	-
diphasisch +-	16	2	1	-	-	-
diphasisch -+	-	-	-	-	-	1
doppelgipflig +	2	2	7	5	-	-
doppelgipflig -	1	-	-	-	-	-
isoelektrisch	-	-	2	8	4	5

Tab. 9: Häufigkeit des Vorkommens der verschiedenen P-Formen in den WILSON-Ableitungen $V_1 - V_2$.

Die Werte für den QRS-Komplex sind in Abb. 21 dargestellt. In den Ableitungen V_1 und V_2 sahen wir mit jeweils einer Ausnahme keine Q-Zacken. Von Ableitung V_3 bis V_6 nahmen sie an Häufigkeit zu. Die höchsten Mittelwerte ergaben in Ableitung V_5 0,16 mV und in Ableitung V_6 0,15 mV. Die Amplituden der R-Zacke stiegen von V_1 bis V_4 an und nahmen bei V_5 und V_6 wieder ab. Der höchste Grenzwert lag in Ableitung V_4 bei 3,02 mV. Die untersten Grenzwerte lagen zwischen 0,30 mV (V_1) und 0,84 mV (V_5).

Die S-Zacken waren in den Ableitungen V_1 und V_2 größer als die betreffenden R-Zacken. Der höchste Mittelwert betrug in Ableitung V_2 1,60 mV. Von V_2 bis V_6 nahmen die Amplitudenhöhen fast kontinuierlich ab. In Ableitung V_6 war sie mit 0,13 mV im Mittel um 0,2 mV kleiner als die entsprechende Q-Zacke.

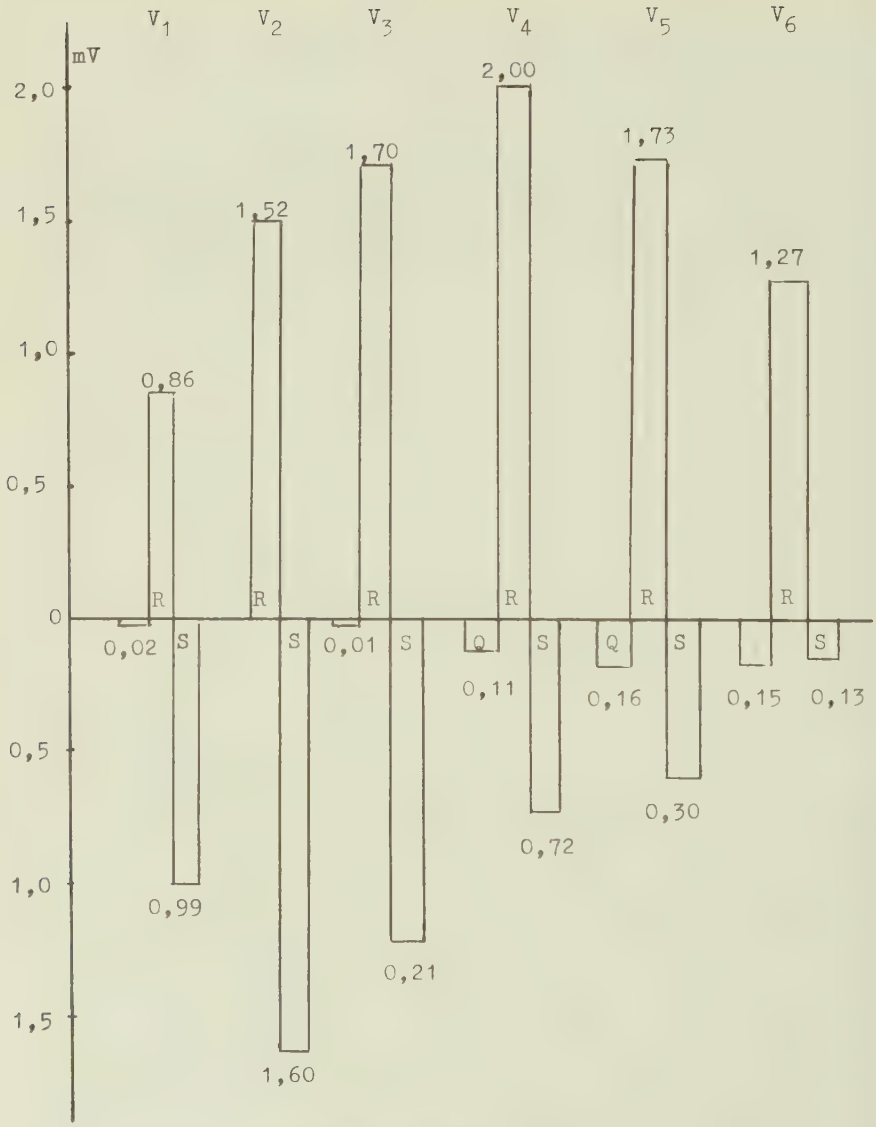

Abb. 21: Amplitudenwerte für Q, R und S in den WILSON-Ableitungen V_1 bis V_6.

Form des QRS-Komplexes		Ableitung					
		V_1	V_2	V_3	V_4	V_5	V_6
	qRs	1	1	10	64	75	59
	qR	-	-	-	-	18	42
	Rs	22	21	44	33	19	13
	RS	59	68	53	17	3	1
	rS	32	26	9	1	1	1
	rSr'	1	-	-	-	-	-
	Qr	-	-	-	1	-	-
	QR	-	-	-	-	-	-
	rSR'	-	-	-	-	-	-
	QS	1	-	-	-	-	-

Tab. 10: Formanalyse des QRS-Komplexes in den WILSON-Ableitungen $V_1 - V_6$.

Knotung und Splitterung der R-Zacke		Ableitung					
		V_1	V_2	V_3	V_4	V_5	V_6
	basisnahe Knotung	8	-	3	3	1	2
	spitzennahe Knotg.	5	4	7	5	6	2
	hohe Splitterung	-	1	2	-	1	1
	tiefe Splitterung	7	1	-	-	-	-
	w-förmige Splittg.	3	-	-	-	-	-
	ohne Knotg./Splittg.	93	110	104	108	108	111

Tab. 11: Knotungen und Splitterungen der R-Zacke in den WILSON-Ableitungen $V_1 - V_6$.

Bei der Auszählung der verschiedenen QRS-Formen (Tab. 10) sahen wir in den Ableitungen v_1 - v_3 das vermehrte Vorkommen gleichgroßer R- und S-Zacken bei fehlender Q-Zacke (in v_1 : 50,9 %; in v_2 : 58,6 %; in v_3 : 45,7 %). In den Ableitungen v_4 - v_6 überwog die normale qRs-Form. Die meisten Formbesonderheiten der R-Zacke (Tab. 11) traten in der Ableitung v_1 auf : 13 Knotungen, davon 8 basisnah, und 10 tiefe bzw. w-förmige Splitterungen. In Ableitung v_4 kamen keine Splitterungen vor, in den übrigen Ableitungen lag ihr Vorkommen unter 2 %.

Die T-Zacken waren in Ableitung v_1 in 89 % der Fälle negativ. Bei 2 Kindern registrierten wir positive Ausschläge.
In der Ableitung v_2 lag folgende Verteilung vor: 21 positive, 32 negative und 43 (!) biphasische T-Amplituden. In den Ableitungen v_3 und v_4 sahen wir überwiegend positive, in den Ableitungen v_5 und v_6 nur positive T-Zacken. Die einzelnen Werte streuten sehr stark. Bei den positiven T-Zacken lagen die Grenzwerte zwischen 0,10 mV (Ableitungen v_2 und v_6) und 0,93 mV (v_3). Der kleinste Ausschlag einer negativen T-Zacke kam mit 0,10 mV in Ableitung v_3 vor, der größte in Ableitung v_2 mit 0,80 mV.

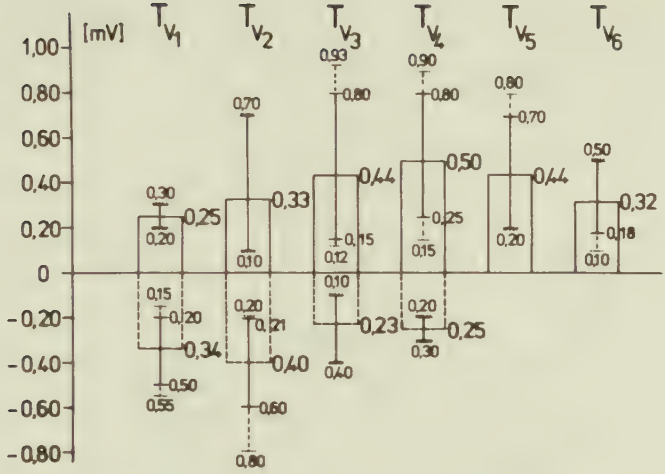

Abb. 22: T-Amplitudenwerte in den WILSON-Ableitungen $V_1 - V_6$.

Form u. Ausschlagrichtung der T-Zacke	Ableitung					
	V_1	V_2	V_3	V_4	V_5	V_6
normal +	2	8	67	110	114	116
gewinkelt +	-	-	-	-	1	-
doppelgipflig +	-	13	23	3	1	-
präterminal -	19	18	3	-	-	-
terminal -	84	34	6	2	-	-
biphasisch +-	1	11	7	-	-	-
biphasisch -+	9	32	10	-	-	-
isoelektrisch	1	-	-	1	-	-

Tab. 12: Formanalyse der T-Zacke in den WILSON-Ableitungen V_1-V_6.

Die P-Dauer ist in Abb. 23 dargestellt. Sie betrug in den Ableitungen v_1 und v_2 im Mittel 0,06 sec, in den Ableitungen $v_3 - v_6$ 0,07 sec. Als kürzeste P-Zeit ermittelten wir 0,05 sec (v_1, v_2, v_5, v_6), als längste P-Zeit 0,09 sec (v_3 und v_4).

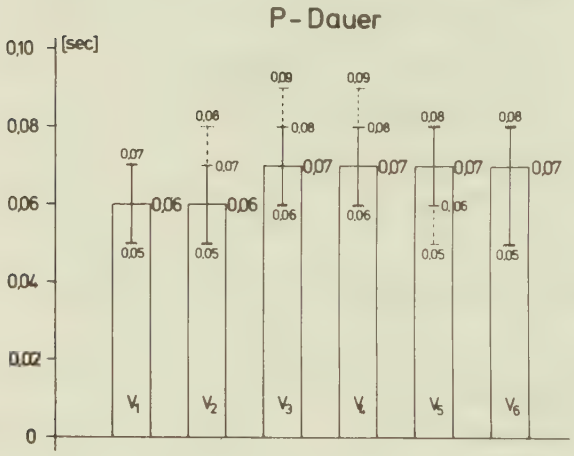

Abb. 23: P-Dauer in den WILSON-Ableitungen $v_1 - v_6$.

Die PQ-Dauer (Abb. 24) variierte zwischen 0,08 sec (v_6) und 0,16 sec ($v_2 - v_4$) und betrug durchschnittlich für die Ableitungen $v_1 - v_4$ 0,12 sec, für die Ableitungen v_5 und v_6 0,11 sec.

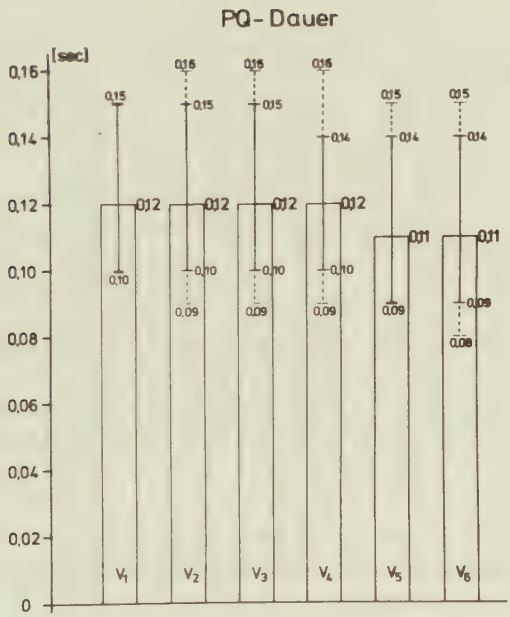

Abb. 24: Die PQ-Dauer in den WILSON-Ableitungen $V_1 - V_6$.

Die Zeiten für den QRS-Komplex lagen im Gegensatz zur P-Dauer in den Ableitungen V_1 und V_2 mit 0,08 sec als Mittelwert um 1 msec höher als in den übrigen Ableitungen $V_3 - V_6$. 0,10 sec dauerte die längste QRS-Zeit (95er Perzentile in Ableitung V_1), 0,05 sec die kürzeste (5er Perzentile in Ableitung V_5).

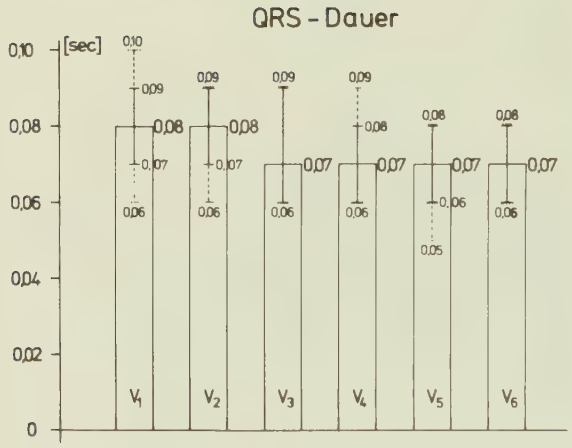

Abb. 25: QRS-Dauer in den WILSON-Ableitungen $V_1 - V_6$.

Die gemessenen QT-Zeiten variierten im Mittel zwischen 0,31 und 0,32 sec. Die Grenzwerte lagen bei 0,27 und 0,36 sec.

Die mittleren Zeitwerte für den oberen Umschlagspunkt (Abb. 26) betrugen in den Ableitungen $V_1 - V_3$ 0,02 sec und in den Ableitungen $V_4 - V_6$ 0,03 sec.

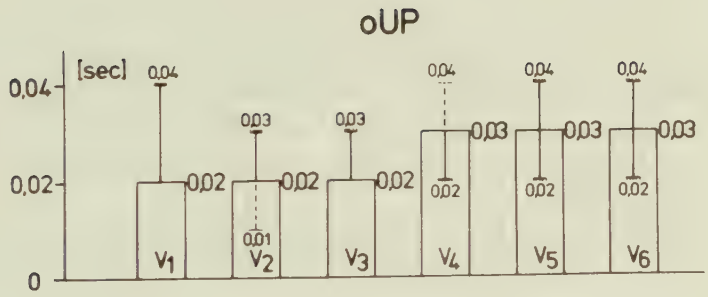

Abb. 26: Werte für den oberen Umschlagspunkt der R-Zacke in den WILSON-Ableitungen $V_1 - V_6$.

6. DISKUSSION

6.1. Begrenzung des Normalbereiches

Bei der Benennung der Grenzwerte, die den Übergang zwischen normal und abnormal definieren sollen, treten erfahrungsgemäß große Schwierigkeiten auf. In der Literatur werden deshalb auch verschiedene Methoden angeführt, diese Grenzen zu bestimmen. Es war lange üblich, neben den Mittelwerten die Extremwerte "min." und "max." anzugeben (vergl. HECK und STOERMER 1959, ZIEGLER 1951, ALIMURUNG 1951, DOLL 1953 u.a.), jedoch finden wir in den neueren Veröffentlichungen häufig nur noch die Mittelwerte mit ihrer Standardabweichung und die oberen und unteren Grenzwerte in Form der Perzentilenangabe (MOSS und ADAMS 1968, SIMONSON 1961, BORUN et al. 1969).

Da die Extremwerte mit großer Wahrscheinlichkeit bereits abnorme und pathologische Fälle einschließen, erscheint ihre Angabe nicht zweckmäßig, zumal diese Werte bei größerem Untersuchungsgut extremer werden und als sogenannte Ausreißer Varianzen aufblähen und die Chancen echte Mittelwerte aufzudecken, herabsetzen (SIMONSON 1961, SACHS 1976).

Im Gegensatz zu den Extremwert-Angaben erscheint die Ermittlung der Standardabweichungen sinnvoll, zumal damit die Möglichkeit gegeben ist, einen Bereich festzulegen, in dem sich 95% der Untersuchten befinden. Dies trifft jedoch nur bei einer symmetrischen (Gauss'schen) Verteilung zu (KREYSZIG 1973, SACHS 1976). Nach Untersuchungen von BORUN et al. (1969), SIMONSON (1961) und nach eigenen Ergebnissen tritt bei EKG-Parametern häufig eine schiefe oder assymmetrische Verteilung auf. Die Zwei-Sigma-Grenzen liegen bei einer solchen Verteilung einmal zu nahe an den pathologischen Werten und zum anderen zu weit innerhalb nichtpathologischer Werte. Bei einer

Standardnormalverteilung ist der Zwei-Sigma-Bereich mit dem 95 %-Vertrauensbereich identisch. Daher ist es zweckmäßig, immer die Perzentilenwerte für die Bestimmung des Normal-EKG's heranzuziehen (SIMONSON 1961).

6.2. FRANK-Ableitungssystem

Skalare Normalwerte von herzgesunden Kindern, die nach dem FRANK-System gefunden wurden, gibt es bisher in der Literatur nur von BORUN et al. (1969). NAMIN (1964), HUGENHOLZ (1962) und einige andere Autoren erprobten das FRANK-System zwar ebenfalls an Kindern, veröffentlichten aber keine Werte. Von YOUNG (1960) und BLUMENSCHEIN (1972) existieren nur FRANK-Vektorkardiogramme von Kindern. Wir können unsere gefundenen Werte demnach nur mit denen von BORUN et al. (1969) vergleichen, jedoch mit der Einschränkung, daß BORUN et al. eine andere Altersgruppeneinteilung vornahmen (2-4 J., 5-9 J. und 1-9 J.) und zudem die 2. und 98. Perzentile als obere bzw. untere Grenze setzte. Außerdem wählten BORUN et al. eine umgekehrte Polung in der z-Ableitung, wodurch diese Ableitungsamplituden nur indirekt vergleichbar mit unseren sind.

6.2.1. Amplitudenwerte des FRANK-EKG

In den Ableitungen x und y fanden wir jeweils mit einer Ausnahme nur positive P-Zacken, während in Ableitung z neben positiven und negativen P-Werten auch diphasische und isoelektrische P-Zacken vorkamen. Unsere Mittelwerte lagen in der Ableitung x mit 0,09 mV um 0,02 mV und in der Ableitung y mit 0,14 mV um 0,04 mV über den von BORUN et al. angegebenen Werten, wobei zu beachten ist, daß BORUN et al. ihre Mittelwerte auf verschiedene Altersgruppen beziehen (u.z. 2-4 J., 5-9 J. und 1-9 J.). Die oberen und unteren Grenzwerte stimmten dagegen weitgehendst überein.

Die Häufigkeit der Q-Zacke betrug in Ableitung x 62 %, in Ableitung y 82 % und in Ableitung z 86 %. Die Ergebnisse bei BORUN et al. lauteten: Q_x 69 %, Q_y 68 %; eine Angabe für Q_z fehlt, was auf die umgekehrte Elektrodenpolung zurückzuführen ist. Als Diskrepanz ergab sich, daß bei BORUN et al. Q in Ableitung y kleiner war als in Ableitung x.

Den höchsten Grenzwert für die R-Zacke fanden wir in Ableitung y. Er lag mit 2,02 mV um annähernd 0,2 mV über dem 98. Perzentilenwert von BORUN et al. Allgemein ergaben unsere Ausmessungen für die Ableitung x kleinere und für die Ableitung y größere Amplitudenausschläge im Vergleich zu den BORUN-Werten.

Die Größe und Häufigkeit der S-Zacke nahm von Ableitung x nach Ableitung z ab. Die Werte S_x und S_y zeigten eine zum Teil gute Übereinstimmung mit den Ergebnissen von BORUN.

Die T-Amplituden waren in x etwas größer als in y. Negative T-Zacken kamen in diesen beiden Ableitungen, mit jeweils einer Ausnahme, nicht vor. Zu annähernd gleichen Ergebnissen kamen auch BORUN et al. In Ableitung z überwog die negative T-Amplitude bei BORUN et al. als Folge der umgekehrten Polung.

Zur Vergleichbarkeit unserer Ergebnisse mit denen von BORUN et al. haben wir die Mittelwerte und Standardabweichungen der einzelnen Parameter in der Tabelle A einander gegenübergestellt. Wir fanden bei diesen 13 Parametervergleichen 5 mal einen kleineren Mittelwert (Q_x, R_x, S_x, T_x, S_z), 5 mal einen, zum Teil nur unwesentlich höheren Wert (P_x, P_y, Q_y, R_y, T_y) und in 3 Fällen annähernd die gleiche Spannungszahl (S_y, R_z, T_z).
Als zusätzliche Vergleichsgröße wählten wir den Variationskoeffizient V_r, gebildet als Quotient aus Standardabweichung

Ampl.	BORUN et al.				Eigene Werte			
	m	s	V_r	H	m	s	V_r	H
P_x	0,07 0,07	0,02 0,03	43 29	-	0,09	0,03	33	-
Q_x	0,11 0,10	0,12 0,11	109 110	69	0,07	0,08	114	62
R_x	1,27 1,24	0,41 0,47	32 38	-	0,92	0,36	39	-
S_x	0,41 0,38	0,24 0,22	59 58	97	0,30	0,58	193	83
T_x	0,39 0,45	0,13 0,14	33 31	-	0,31	0,13	42	-
P_y	0,10 0,09	0,05 0,05	50 56	-	0,14	0,06	43	-
Q_y	0,08 0,07	0,10 0,06	125 86	68	0,13	0,11	85	82
R_y	0,96 1,00	0,32 0,30	33 30	-	1,26	0,51	40	-
S_y	0,12 0,10	0,12 0,10	100 100	71	0,12	0,18	150	61
T_y	0,23 0,27	0,08 0,09	35 33	-	0,29	0,11	38	-
R_z	0,94 0,70	0,35 0,27	37 39	-	0,85	0,37	44	-
S_z	1,08 0,38	1,09 0,39	101 102	100	0,03	0,10	333	16
T_z	0,15 0,06	0,12 0,15	80 250	-	0,16	0,07	44	-

Tabelle A: Zur Vergleichbarkeit unserer Werte mit den von BORUN et al. (1969)

m = Mittelwert, s = Standardabweichung, V_r = Variationskoeffizient in %, H = Häufigkeit in %.
Die jeweils untereinanderstehenden Werte bei BORUN et al. beziehen sich auf die Altersgruppen 2-4 J. (1. Wert) und 5-9 J.

x 100 und Mittelwert und ausgedrückt in Prozent (s x 100/m). Je größer diese Zahl ist, desto größer ist auch die Variations- bzw. Streubreite der einzelnen Parameter (SACHS 1976). Beim V_r-Vergleich erhielten wir 4 mal einen kleineren (P_x, P_y, Q_y, T_z) und 2 mal einen größeren Quotienten (S_z, S_x). In 7 Fällen war V_r fast gleich groß. Der ungünstige Koeffizient von S_z liegt zum einen an dem geringen Vorkommen der S-Zacke in Ableitung z (Häufigkeit 16 %) und zum anderen daran, daß BORUN et al. durch die Umpolung der Elektroden in dieser Ableitung andere Werte erhielten, die, wie bereits erwähnt, nur indirekt verglichen werden können.

6.2.2. Zeitwerte des FRANK-EKG

Da vergleichbare Zeitwerte in der Literatur bisher nicht erschienen sind, können wir unsere Ergebnisse nur den mit konventionellen EKG-Systemen gewonnenen Werten gegenüberstellen.

Unsere P-Zeiten stimmten mit 0,07 sec in x und y und 0,66 sec in z jeweils gut mit den errechneten Mittelwerten von STOERMER und HECK (1971) und MOSS und ADAMS (1968) überein. STOERMER und HECK (1971) nannten für die betreffende Altersgruppe 0,066 sec, MOSS und ADAMS (1968) 0,069 sec. Werte über 0,08 sec fanden wir nur in Ableitung y.

Die PQ-Dauer variierte in beträchtlichem Maße. Wir fanden als 5. Perzentile 0,09 sec und als 95. Perzentile 0,16 sec (Ableitung x) und konnten damit STOERMER und HECK (1971), die eine Spannweite von 0,092 - 0,17 sec angaben, bestätigen. Die Ursache der breiten Streuung ist noch nicht endgültig geklärt worden. ALIMURUNG (1951) sah die Ursache in der starken Herzfrequenz- und Altersabhängigkeit begründet. Bei MOSS und ADAMS (1968) fehlten entsprechende Werte.

Der QRS-Komplex dauerte im Mittel in den Ableitungen x und y 0,07 sec, in Ableitung z 0,08 sec. Wir stimmten darin mit den Angaben von STOERMER und HECK (1971) und MOSS und ADAMS (1968) gut überein (0,071 sec bzw. 0,072 sec). Zeiten über 0,10 sec fanden wir nicht.

6.2.3. Verteilungstyp der Parameter des FRANK-EKG

Unsere Untersuchung, ob eine Normalverteilung bei den Amplituden vorlag, ergab, daß dies nur bei R_x und R_y sowie bei Q_y der Fall war. Alle anderen Amplituden zeigten eine asymmetrische Verteilung. Ebenso konnten wir bei den Zeitwerten in nur zwei Fällen eine Normalverteilung feststellen: in Ableitung x und z jeweils die PQ-Zeit.

Eine beurteilende Wertung in diesem Zusammenhang erfolgt bei der Besprechung der Ergebnisse des konventionellen EKG's auf Seite 58.

6.3. Extremitäten- und Brustwandableitungen

6.3.1. Amplitudenwerte

Die P-Zacke entspricht der Erregungsausbreitung in den Vorhöfen. Nach MOSS und ADAMS (1968), die für die entsprechende Altersgruppe in Ableitung II 0,17 mV als Mittelwert und 0,27 mV als 95. Perzentile angeben, soll ein Wert von 0,25 mV nicht überschritten werden. Unsere höchsten Mittelwerte, gemessen in Ableitung II mit 0,16 mV und unser 95. Perzentilenwert von 0,25 mV liegen in diesem Bereich.

In Ableitung III fand sich in 12 % der Fälle eine negative P-Zacke, in Ableitung aVR in 99 %. Diese Zahlen decken sich mit den Angaben von STOERMER und HECK (1971), die nur 2 % verzeichnen konnten.

In den Brustwandableitungen fanden wir nur positive P-Zacken, die von V_1 nach V_6 abnehmend kleiner wurden. Dasselbe beobachtete auch DOLL (1953). ALIMURUNG (1951) registrierte

in V_2 die höchsten P-Zacken. Diphasische Zacken fanden wir in geringem Maße in V_1 (14 %) und III (6 %). Die große Zahl diphasischer P-Zacken, wie sie DOLL (1953) angibt (50 % in V_1), können wir nicht bestätigen.
Doppelgipfelige P-Zacken, welche durch die nicht gleichzeitige Erregung der beiden Vorhöfe bedingt sind und auch bei Herzgesunden vorkommen können (GUTHEIL 1973), fanden wir hauptsächlich in V_1 - V_4 (2 - 6 %). Auffallend viele isoelektrische P-Zacken registrierten wir in der Ableitung aVL (21 %), womit unser Wert wesentlich höher liegt, als die 12 %-Angabe bei STOERMER und HECK (1971).

In der Mehrzahl der Fälle sahen wir in den Ableitungen I - III eine Q-Zacke, wobei die Ausschlagshöhe von I nach III anstieg. Die auffallendsten Amplitudenschwankungen wies die Q-Zacke in aVR auf. Unser Mittelwert (0,26 mV) lag jedoch wesentlich unter dem von STOERMER und HECK (1971) genannten Wert (0,68 mV). Jedoch zeigte sich in Ableitung aVF mit 0,10 mV eine gewisse Übereinstimmung mit STOERMER und HECK (1971) (0,13 mV) und ALIMURUNG (1951) (0,17 mV), während ZIEGLER (1951) für dieselbe Amplitude 0,40 mV angab. Bei MOSS und ADAMS (1968) fanden wir keine Vergleichswerte.

In den ersten beiden Brustwandableitungen V_1 und V_2 traten keine Q-Zacken auf. Von V_3 bis V_5 an nahmen die Häufigkeit und die Ausschlagshöhe zu. Diese Beobachtungen wurden auch von DOLL (1953) und ALIMURUNG (1951) dokumentiert. Nach ALIMURUNG (1951) kommen Q-Zacken in der Ableitung V_1 nur in abnormen bzw. pathologischen Fällen vor.
Bei den EINTHOVEN-Ableitungen fanden sich die Höchstwerte der R-Zacke mit 2,21 mV in II, die geringsten Ausschläge in III. Bei den GOLDBERGER-Ableitungen verzeichneten wir mit 1,92 mV, gemessen in aVF, den höchsten Grenzwert, während die niedrigsten Werte in den Ableitungen aVR und aVL vor-

kamen. Bei den WILSON-Ableitungen stieg die Höhe der R-Zacken von v_1 bis v_4 zunehmend an und fiel bei v_5 und v_6 wieder ab. Wir kamen damit zu ähnlichen Ergebnissen wie ZIEGLER (1951) und MOSS und ADAMS (1968). Bei MOSS und ADAMS liegen die Mittelwerte für die ersten 3 Brustwandableitungen knapp unter unseren, in den Ableitungen v_4 und v_5 liegen sie etwas höher. Die Angaben von STOERMER und HECK (1971) liegen insgesamt etwas niedriger als unsere Ergebnisse. Die Formanalyse der R-Zacke zeigte einige Unterschiede zu den von STOERMER und HECK (1971) publizierten Ergebnissen. In den Extremitätenableitungen sahen wir wesentlich häufiger das Vorkommen von Splitterungen und Knotungen. In Ableitung I zählten wir 19 (= 16 %), in Ableitung II 10 (= 9 %) und in Ableitung III 29 (= 25 %) Knotungen. Die Vergleichszahlen von STOERMER und HECK (1971) lauten: 4 % in I, 2 % in II und 20 % in III. Bei den Brustwandableitungen registrierten wir mit 25 % in Ableitung v_1 die meisten Knotungen, in Ableitung v_6 mit 5 % die wenigsten. Auch hier konnten wir häufiger Formveränderungen der R-Zacke feststellen als STOERMER und HECK (1971), was vermutlich auf unser umfangreicheres Untersuchungsgut zurückzuführen ist.
Die differenzierte Unterscheidung zeigte, daß wir in der Ableitung v_1 häufiger eine basisnahe Knotung oder eine tiefe Splitterung fanden, in den Ableitungen $v_2 - v_5$ kamen spitzennahe Knotungen eher vor als spitzenferne. Die Häufigkeit der Splitterungen lag dagegen unter 1 %.

Die S-Zacke zeigte in Ableitung II den größten Ausschlag, in Ableitung I den geringsten. Unsere Mittelwerte stimmten dabei gut mit denen von STOERMER und HECK (1971) überein, dagegen lagen die Werte, die wir bei ZIEGLER (1951) fanden, generell höher. MOSS und ADAMS (1968) gaben die Amplitudenwerte der S-Zacke nur für die Brustwandableitungen an. Im

Vergleich dazu waren unsere Werte in den Ableitungen v_1 und v_2 um 0,2 - 0,4 mV niedriger, in den übrigen Ableitungen war Übereinstimmung festzustellen. Ebenfalls waren die Werte in den Ableitungen v_3 - v_6 fast identisch mit denen von STOERMER und HECK (1971). In den Ableitungen v_1 und v_2 lagen die STOERMER/HECK-Werte etwas niedriger.

Die Höhe der T-Zacke variierte in den verschiedenen Ableitungen zum Teil sehr stark. Dennoch konnten wir eine weitgehende Übereinstimmung mit den Werten von ZIEGLER (1951) feststellen. Auch die von MOSS und ADAMS (1968) ermittelten Werte, die zwar nur für die WILSON-Ableitungen angegeben wurden, wichen nur geringgradig von unseren ab. Im Gegensatz dazu lagen die Amplitudenwerte der T-Zacke bei STOERMER und HECK (1971) wesentlich niedriger. Unsere Mittelwerte in den Ableitungen v_3 - v_6 waren fast ausschließlich um 0,3 mV höher, während MOSS und ADAMS (1968) zum Teil noch etwas höhere Zahlen angaben.
Die Auszählung der verschiedenen T-Formen ergab, daß in den Ableitungen I, II, aVF und v_4 - v_6 fast ausschließlich normalpositive, in den Ableitungen aVR und v_1 nur negative und in den Ableitungen v_2 und v_3 fast alle möglichen Formkombinationen vorkamen. Isoelektrische T-Zacken sahen wir fast nur in III (8 %) und aVL (10 %). Die meisten biphasischen Ausschläge erschienen in den Ableitungen v_1 - v_3 , wobei die biphasisch negativ-positiven Formen überwogen. Vergleicht man unsere Werte mit den Zahlenangaben bei STOERMER und HECK (1971), so erscheinen bei uns die biphasischen und isoelektrischen T-Zacken zwar häufiger, jedoch ist der prozentuale Anteil der Formvariationen gleich groß.

6.3.2. Zeitwerte

Die P-Dauer sollte zwischen 0,04 sec und 0,08 sec liegen. Längere P-Zeiten deuten auf eine vermehrte Volumenarbeit des linken Vorhofes hin (MOSS und ADAMS 1968). Unsere Werte variierten in den Extremitätenableitungen zwischen 0,04 sec (5. Perzentile) und 0,09 sec (95. Perzentile). Daraus ergab sich als Mittelwert 0,07 sec.

Die PQ-Zeit, auch atrioventrikuläre Überleitungszeit, ist in geringem Maße frequenzabhängig (HECK und STOERMER 1959). Sie ist bei einer Tachykardie kürzer als bei einer Bradykardie. Wir erhielten in allen Extremitätenableitungen mit Ausnahme von aVL und in den ersten 4 Brustwandableitungen jeweils 0,12 sec als Mittelwert. Diese Werte lagen nur wenig unterhalb des von STOERMER und HECK (1971) angegebenen Mittelwertes von 0,13 sec.

In der Angabe der Zeitdauer von QRS kommen in der Literatur Werte von 0,04 - 0,10 sec vor (LEPESCHKIN 1938; ZIEGLER 1951; MOSS und ADAMS 1968), wobei es als gesichert gilt, daß eine QRS-Dauer über 0,10 sec als abnormal zu betrachten ist (MOSS und ADAMS, 1968). Eine signifikante Altersabhängigkeit ist dabei zu beachten (DOLL, 1953; ZIEGLER, 1966). Unsere Mittelwerte betrugen in den Extremitätenableitungen 0,7 sec, in den Brustwandableitungen zwischen 0,7 sec (V_3 - V_6) und 0,8 sec (V_1 und V_2). Sie befanden sich damit innerhalb des oben genannten Bereiches, wobei zu erwähnen ist, daß wir keinen Wert über 0,10 sec fanden. In diesem Zusammenhang ist der Vergleich des 95. Perzentilenwertes interessant, der in den Extremitätenableitungen bei uns 0,087 sec betrug, bei MOSS und ADAMS (1968) mit 0,084 sec und bei ZIEGLER (1966) mit 0,088 sec angegeben wurde.

Der obere Umschlagspunkt (oUP) stellt die Zeit dar, die vom Beginn der Q- bzw. R-Zacke bis zur Bildung der R-Spitze verstreicht (GILLMANN, 1952). Der Zeitwert ist altersabhängig

(DOLL, 1953) und als sog. oUP-Verspätung ein Parameter zur Feststellung einer rechtsventrikulären Hypertrophie (HOLZMANN, 1955). Nach DOLL (1953) sollte der Differenzwert, gebildet von oUP in v_6 minus oUP in v_1, positiv sein. Unsere Mittelwerte betrugen in den unipolaren Extremitätenableitungen 0,04 sec (aVR), 0,02 sec (aVL) und 0,03 sec (aVF). Die errechneten Vergleichswerte, die wir bei STOERMER und HECK (1971) fanden, lauteten:
oUP_{aVR} 0,047 sec, oUP_{aVL} 0,024 sec und oUP_{aVF} 0,030 sec. Bei den WILSON-Ableitungen sahen wir in $v_1 - v_3$ mit 0,02 sec niedrigere Werte als in den übrigen Ableitungen, was einen positiven Differenzwert ($oUP_{v_6} - oUP_{v_1}$) ergab. Wir konnten damit die Ergebnisse von DOLL (1953) und STOERMER und HECK (1971) bestätigen.

6.4. Vergleich des konventionellen EKG mit dem skalaren FRANK-EKG

Wie bereits von SIMONSON (1961) und BORUN et al. (1969) nachgewiesen, zeigte auch bei uns die Mehrzahl der EKG-Parameter eine asymmetrische Verteilung. Eine Normalverteilung konnten wir im FRANK-System in 21 %, im Extremitäten-EKG ebenfalls in 21 % und im Brustwand-EKG in 44 % der Fälle beobachten. Dieses Ergebnis bedeutet, daß bei über der Hälfte unserer Parameter der Zwei-Sigmabereich mit großer Wahrscheinlichkeit nicht identisch ist mit dem gesuchten Normalbereich (vergl. Tabelle B).

Parameter	Normalverteilung in den Ableitungssystemen			
	FRANK	EINTHOVEN	GOLDBERGER	WILSON
P	-	-	-	V_3, V_4
Q	y	II, III	-	V_6
R	x, y	II, III	-	V_1, $V_3 - V_6$
S	-	-	aVF	$V_2 - V_4$
T	-	-	aVR	$V_1 - V_3, V_5, V_6$
P-Zeit	-	I	-	-
PQ-Zeit	x, z	II, III	aVR	V_1, V_5
QRS-Zeit	-	-	-	V_2, V_4, V_5
Angabe in Prozent	21	29 - (21) -	12,5	44

Tabelle B: Parameter mit Normalverteilung in den Ableitungen nach FRANK, EINTHOVEN, GOLDBERGER und WILSON.

Die Streubreite der einzelnen Parameter war in den konventionellen EKG-Systemen etwas größer. Vergleicht man zum Beispiel im 'Ausreißertest' (SACHS, 1976) die Quotienten R/s, gebildet aus dem 90%-Konfidenzintervall und der Standardabweichung bei den einzelnen Zacken in den korrespondierenden Ableitungen, so erhält man bei 14 Parameter-Paaren 9 mal einen geringeren Wert für das FRANK-System, was gleichbedeutend ist mit einer kleineren Streubreite. In einem Fall sind zudem die Quotienten gleich. Man stellt dabei folgende Ableitungen einander gegenüber: I - x, aVF - y und V_2 - z, wobei zu beachten ist, daß die R-Zacke in V_2 der Q-Zacke in z und auch die S-Zacke in V_2 der R-Zacke in z entspricht. Zudem muß die positive T-Zacke in V_2 mit der negativen T-Zacke in z verglichen werden.

Parameter	90%-Konfidenzintervall / Standardabweichung s					
	I - x		aVF - y		v_2 - z	
P	3,75	2,66	3,00	2,50	3,75	3,30
Q	2,62	3,25	1,36	1,36	-	-
R	3,70	3,38	3,50	3,11	3,00	2,96
S	2,77	1,27	2,73	1,72	3,31	3,68
T	3,64	3,85	3,18	3,64	3,33	3,13

Tabelle C: Vergleich der Parameter in den Ableitungen I - x, aVF-y und v_2 - z mit Hilfe des Quotienten R/s (R = 90%-Konfidenzintervall, s = Standardabweichung).

Ein weiteres Vergleichskriterium ist der Variationskoeffizient V (= s/m, s = Standardabweichung, m = Mittelwert), der als Variabilitätsmaß Rückschlüsse auf die Streuung der zu vergleichenden Parameter zu läßt. Aus Tabelle D ist zu entnehmen, daß bei 14 Gegenüberstellungen 8 mal der Variationskoeffizient V im konventionellen EKG größer ist, was auf eine breitere Streuung der Parameter im konventionellen EKG deutet.

Variationskoeffizient V (= s/m)

Ampl.	I - x	aVF - y	v_2 - z
P (+)	0,36 > 0,33	0,45 > 0,43	0,36 > 0,33
Q	1,60 > 1,14	1,10 > 0,85	- -
R	0,40 > 0,39	0,41 > 0,40	0,37 < $0,49^{+}$
S	1,08 < 1,93	1,10 < 1,50	0,36 < $0,44^{++}$
T (+)	0,38 < 0,42	0,52 < 0,38	0,55 < $0,67^{+++}$

Tabelle D: Zur Vergleichbarkeit des konventionellen EKG's nach EINTHOVEN, GOLDBERGER, WILSON mit dem skalaren EKG nach FRANK: Quotient Standardabweichung/Mittelwert ($^{+}$= Wert der Q-Zacke; $^{++}$= Wert der R-Zacke; $^{+++}$= Wert der negativen T-Zacke)

Dieser Sachverhalt scheint die von einigen Autoren (HUGENHOLZ, 1962; LEMMERZ, 1969; PIPBERGER, 1958 u.a.) angeführte Überlegenheit des FRANK-Systems gegenüber den konventionellen Ableitungsmethoden auch im skalaren Bereich zu bestätigen.

Dennoch können wir mit unseren gewonnenen Untersuchungswerten allein noch nicht nachweisen, ob das FRANK-EKG mit seinen skalaren Werten genügend Information enthält, alle Kriterien einer gesunden Herzfunktion wiederzugeben bzw. beurteilen zu können. Hierzu sind noch weitere Vergleichsuntersuchungen mit herzkranken Kindern nötig. Unsere Konfidenzwerte können dabei eine Hilfe bei der Bestimmung der pathologischen Grenzfälle sein. Erst nach Beurteilung dieser Ergebnisse wird man in der Lage sein, den Stellenwert des skalaren FRANK-EKG in der pädiatrischen Kardiologie zu bestimmen.

7. ZUSAMMENFASSUNG

Von 116 herzgesunden Kindern im Alter von 4 - 6 Jahren wurden skalare Werte für das EKG nach FRANK, EINTHOVEN, GOLDBERGER und WILSON berechnet. Für die verschiedenen Parameter wurden neben den Mittelwerten und deren Standardabweichungen die 5., 10., 90. und 95. Perzentile angegeben. Das Ergebnis des Chi-Quadrat-Testes wurde nur genannt, wenn eine Normalverteilung vorlag. Die Amplituden- und Zeitwerte sind in Abbildungen graphisch dargestellt. Formanalysen der P-, R-, T-Zacken und des QRS-Komplexes sind tabellarisch zusammengestellt.

Im FRANK-EKG sahen wir in Ableitung y die größten R-Zacken. Die Ausschlagshöhe und die Häufigkeit der Q-Zacke nahm von Ableitung x nach Ableitung z zu. Bei der S-Zacke verhielt es sich genau umgekehrt. Die P- und T-Wellen waren in den Ableitungen x und y fast ausschließlich positiv, während in z negative, biphasische und isoelektrische Ausschläge festzustellen waren.
Eine Normalverteilung konnten wir nur für Q_y, R_x und R_y nachweisen.

In den Extremitätenableitungen sahen wir in I, II und aVF nur positive P-Zacken, in aVR nur negative. Die niedrigsten Q-Werte fanden wir in den Ableitungen I und aVL. Die Häufigkeit von Q nahm von I bis III ab.
In den EINTHOVEN-Ableitungen kamen die höchsten R-Zacken in Ableitung II (Mittelwert 1,40 mV), in den GOLDBERGER-Ableitungen in aVF (Mittelwert 1,07 mV) vor. Die wenigsten, aber höchsten Q-Zacken registrierten wir in den Ableitungen III bzw. aVF. Die T-Wellen waren in allen Extremitätenableitungen großen Schwankungen unterworfen, wobei in Ableitung III 16 % und in Ableitung aVL 5 % negative Ausschläge aufwiesen. In aVR waren sie erwartungsgemäß nur negativ.

Die P-Amplituden zeigten in den WILSON-Ableitungen von v_1 (m = 0,12 mV) nach v_6 (m = 0,08 mV) eine abnehmende Höhe. In v_1 und v_2 fehlten die Q-Zacken. Von Ableitung v_3 an nahmen sie an Größe und Häufigkeit zu. Der höchste Mittelwert, gemessen in v_5, betrug 0,16 mV.
Die Ausschlagshöhe der R-Zacke nahm von v_1 - v_4 zu und fiel in v_5 und v_6 wieder etwas ab. Der höchste Mittelwert erreichte in v_4 2,00 mV.
Die S-Zacke wies in v_2 den höchsten Mittelwert (1,60 mV) auf und nahm kontinuierlich bis Ableitung v_6 (0,13 mV) an Höhe ab. Die Häufigkeitsquote betrug in v_5 84 % und in v_6 64 %.
Bei den positiven T-Zacken lagen die Mittelwerte zwischen 0,32 mV (v_6) und 0,50 mV (v_4). In Ableitung v_1 kamen 89 % negative Werte vor.

Aus dem Vergleichstest der verschiedenen Variationskoeffizienten ergab sich eine geringere Streuung der EKG-Parameter des FRANK-Systems.

Die Erstellung der vorliegenden Normalwerte und vor allem die Benennung der Konfidenzgrenzen sollte eine Hilfe bei weiteren Untersuchungsreihen von herzkranken Kindern sein und die routinemäßige Einführung und Anwendung des skalaren EKG nach FRANK in der pädiatrischen Herzdiagnostik fördern.

8. TABELLENANHANG

Abl.	Ampl.	n.	5 %	10 %	$\bar{x}$	90 %	95 %	s	F	X^2
x	$F_{(+)}$	116	0.05	0.05	0.09	0.10	0.15	0.03	-	-
y	$F_{(+)}$	116	0.05	0.05	0.14	0.20	0.20	0.06	-	-
z	$F_{(+)}$	116	0.05	0.05	0.09	0.10	0.15	0.03	-	-
	$F_{(-)}$	116	0.05	0.05	0.07	0.10	0.10	0.02	-	-

Tabelle 1: P-Amplituden in den FRANK-Ableitungen x, y und z (in mV)

Abl.	Ampl.	n.	5 %	10 %	$\bar{x}$	90 %	95 %	s	F	X^2
x	Q	116	0.00	0.00	0.07	0.20	0.26	0.08	-	-
	R	116	0.40	0.48	0.92	1.40	1.62	0.36	3	6.16
	S	116	0.00	0.00	0.30	0.60	0.72	0.58	-	-
y	Q	116	0.00	0.00	0.13	0.30	0.30	0.11	1	1.48
	R	116	0.40	0.70	1.26	1.90	2.02	0.51	5	7.46
	S	116	0.00	0.00	0.12	0.30	0.31	0.18	-	-
z	Q	116	0.20	0.30	0.63	1.07	1.12	0.31	-	-
	R	116	0.24	0.43	0.85	1.42	1.60	0.37	-	-
	S	116	0.00	0.00	0.03	0.10	0.21	0.10	-	-

Tabelle 2: Q-, R- und S-Amplituden in den FRANK-Ableitungen x, y und z (in mV)

Abl.	Ampl.	n	5 %	10 %	$\bar{x}$	90 %	95 %	s	F	X^2
x	$T_{(+)}$	114	0,10	0,15	0,31	0,50	0,60	0,13	-	-
y	$T_{(+)}$	115	0,10	0,15	0,29	0,43	0,50	0,11	-	-
z	$T_{(+)}$	91	0,05	0,10	0,16	0,25	0,27	0,07	-	-
	$T_{(-)}$	10	0,05	0,05	0,12	0,30	0,30	0,08	-	-

Tabelle 3: T-Amplituden in den FRANK-Ableitungen x, y und z (in mV)

Abl.	Dauer	n	5 %	10 %	$\bar{x}$	90 %	95 %	s	F	X^2
x	P	115	0.05	0.05	0.07	0.08	0.08	0.01	-	-
	PQ	115	0.09	0.09	0.12	0.14	0.16	0.02	1	2.81
	QRS	116	0.05	0.06	0.07	0.08	0.08	0.01	-	-
y	P	113	0.05	0.05	0.07	0.08	0.09	0.01	-	-
	PQ	113	0.09	0.10	0.12	0.15	0.15	0.02	-	-
	QRS	116	0.05	0.06	0.07	0.08	0.09	0.01	-	-
z	P	100	0.04	0.05	0.06	0.07	0.07	0.01	-	-
	PQ	100	0.09	0.10	0.11	0.14	0.15	0.02	1	2.06
	QRS	116	0.06	0.07	0.08	0.09	0.10	0.01	-	-

Tabelle 4: Dauer von P, PQ und QRS in den FRANK-Ableitungen x, y und z (in sec)

Abl.	Ampl.	n	5 %	10 %	$\bar{x}$	90 %	95 %	s	F	χ^2
I	P_{+I}	[illegible]	[illegible]	0.05	0.10	0.15	0.20	0.04	-	-
II	P_{+II}	[illegible]	0.10	0.10	0.14	0.20	0.25	0.06	-	-
III	P_{+III}	[illegible]	[illegible]	0.05	0.10	0.15	0.15	0.03	-	-
	P_{-III}	[illegible]	[illegible]	0.05	0.09	0.10	0.10	0.02	-	-
aVR	P_{-aVR}	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	0.20	0.03	-	-
aVL	P_{+aVL}	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	-	-
	P_{-aVL}	[illegible]	0.05	0.05	0.06	0.10	0.10	0.02	-	-
aVF	P_{+aVF}	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	-	-

Tabelle 5: P-Amplituden in den Ableitungen I, II, III und aVR, aVL, aVF (in mV)

Ableitung	Amplitude	n	5 %	10 %	$\bar{x}$	90 %	95 %	s	F	χ^2
I	Q	116	0.00	0.00	0.05	0.20	0.21	0.08	-	-
	R	116	0.70	0.70	0.75	1.20	1.40	0.30	-	-
	S	116	0.00	0.00	0.24	0.50	0.72	0.26	-	-
II	Q	116	0.00	0.00	0.03	0.10	0.30	0.10	1	4.71
	R	116	0.80	0.90	1.40	1.80	1.94	0.47	1	9.02
	S	116	0.00	0.00	0.14	0.40	0.50	0.19	-	-
III	Q	116	0.00	0.00	0.11	0.40	0.50	0.16	1	5.75
	R	116	0.20	0.20	0.41	0.80	0.92	0.22	1	4.09
	S	116	0.00	0.00	0.10	0.40	0.61	0.16	-	-
aVR	Q	116	0.00	0.00	0.20	1.00	1.16	0.43	-	-
	R	116	0.10	0.10	0.26	0.40	0.62	0.25	-	-
	S	116	0.00	0.00	0.67	1.32	1.46	0.49	-	-
aVL	Q	116	0.00	0.00	0.05	0.12	0.20	0.09	-	-
	R	116	0.10	0.10	0.47	0.84	0.90	0.27	-	-
	S	116	0.00	0.00	0.51	0.90	1.02	0.35	-	-
aVF	Q	116	0.00	0.00	0.10	0.25	0.30	0.11	-	-
	R	116	0.38	0.50	1.07	1.64	1.92	0.44	-	-
	S	116	0.00	0.00	0.10	0.27	0.30	0.11	1	5.05

Tabelle 6: Q-, R- und S-Amplituden in den Ableitungen I, II, III und aVR, aVL, aVF (in mV)

Abl.	Ampl.	n	5 %	10	$\bar{x}$	90 %	95 %	s	F	X^2
I	$T_{(+)}$	115	0,10	0,20	0,29	0,42	0,50	0,11	-	-
II	$T_{(+)}$	114	0,19	0,20	0,36	0,55	0,60	0,14	-	-
	$T_{(-)}$	2	0,10	0,10	0,25	0,40	0,40	0,21	-	-
III	$T_{(+)}$	85	0,05	0,05	0,13	0,20	0,28	0,07	-	-
	$T_{(-)}$	18	0,05	0,05	0,11	0,20	0,20	0,04	-	-
aVR	$T_{(-)}$	115	0,15	0,15	0,29	0,40	0,50	0,11	1	0,814
aVL	$T_{(+)}$	98	0,05	0,05	0,13	0,21	0,30	0,08	-	-
	$T_{(-)}$	6	0,05	0,05	0,11	0,30	0,30	0,10	-	-
aVF	$T_{(+)}$	112	0,05	0,10	0,21	0,39	0,40	0,11	-	-

Tabelle 7: T-Amplituden in den Ableitungen I, II, III und aVR, aVL, aVF (in mV)

Abl.	Dauer	n	5 %	10 %	$\bar{x}$	90 %	95 %	s	F	x^2
I	P	115	0.06	0.06	0.07	0.08	0.09	0.01	1	1.59
	PQ	11	0.09	0.10	0.11	0.14	0.15	0.02	–	–
	QRS	11	0.05	0.06	0.07	0.08	0.09	0.01	–	–
II	P	115	0.06	0.06	0.07	0.09	0.09	0.01	–	–
	PQ	11	0.10	0.10	0.11	0.13	0.1	0.02	1	1.15
	QRS	11	0.06	0.06	0.07	0.08	0.08	0.01	1	1.01
III	P	108	0.04	0.05	0.06	0.08	0.09	0.01	–	–
	PQ	108	0.09	0.09	0.11	0.14	0.15	0.02	1	1.0
	QRS	11	0.07	0.07	0.08	0.09	0.1	0.01	–	–
aVR	P	11	0.06	0.06	0.08	0.09	0.1	0.01	–	–
	PQ	11	0.10	0.10	0.11	0.13	0.13	0.02	1	2.45
	QRS	11	0.07	0.08	0.09	0.09	0.10	0.01	–	–
aVL	P	97	0.07	0.07	0.08	0.09	0.09	0.01	–	–
	PQ	96	0.11	0.11	0.13	0.15	0.16	0.02	–	–
	QRS	11	0.07	0.08	0.09	0.09	0.09	0.01	–	–
aVF	P	100	0.05	0.05	0.06	0.07	0.08	0.01	–	–
	PQ	100	0.09	0.10	0.11	0.13	0.1	0.02	–	–
	QRS	11	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09	0.01	–	–

Tabelle 8: P-, PQ- und QRS-Dauer in den Ableitungen I, II, III und aVR, aVL, aVF (in sec)

Abl.	Ampl.	n	5 %	10 %	$\bar{x}$	90 %	95 %	s	F	X^2
V_1	$F_{(+)}$	96	0.05	0.10	0.12	0.20	0.20	0.04	-	-
V_2	$F_{(+)}$	114	0.05	0.05	0.11	0.15	0.20	0.04	-	-
V_3	$F_{(+)}$	108	0.05	0.05	0.09	0.10	0.15	0.03	-	-
V_4	$F_{(+)}$	102	0.05	0.05	0.09	0.10	0.10	0.03	-	-
V_5	$F_{(+)}$	116	0.05	0.05	0.09	0.10	0.10	0.03	-	-
V_6	$F_{(+)}$	110	0.05	0.05	0.08	0.10	0.10	0.02	-	-

Tabelle 9: P-Amplituden in den Ableitungen $V_1 - V_6$ (in mV)

Abl.	Ampl.	n	5 %	10 %	$\bar{x}$	90 %	95 %	s	F	χ^2
v_1	Q	116	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	-	-	-
	R	116	0.30	0.40	0.80	1.40	1.60	0.42	1	1.80
	S	116	0.28	0.40	0.[illegible]	1.[illegible]	1.80	0.[illegible]	-	-
v_2	Q	116	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	-	-	-
	R	116	0.70	0.76	1.32	2.24	2.41	0.57	-	-
	S	116	0.70	0.80	1.60	2.40	2.62	0.58	5	4.[illegible]
v_3	Q	11[illegible]	0.00	0.00	0.01	0.00	0.10	0.0[illegible]	-	-
	R	11[illegible]	0.70	0.[illegible]	1.[illegible]	2.[illegible]	[illegible]	0.[illegible]	[illegible]	[illegible].81
	S	11[illegible]	0.50	0.[illegible]	1.[illegible]	1.80	[illegible]	0.50	3	4.[illegible]
v_4	Q	11[illegible]	0.00	0.00	0.11	0.30	0.40	0.16	-	-
	R	11[illegible]	0.90	1.10	2.00	2.90	[illegible].02	0.[illegible]	5	[illegible].09
	S	11[illegible]	0.10	0.[illegible]	0.[illegible]	1.[illegible]	1.[illegible]	0.46	5	[illegible].12
v_5	Q	11[illegible]	0.00	0.00	0.1[illegible]	0.[illegible]	0.40	0.14	-	-
	R	11[illegible]	0.[illegible]4	0.[illegible]	1.[illegible]	[illegible].50	[illegible].12	0.[illegible]	5	[illegible].48
	S	11[illegible]	0.00	0.00	0.60	0.80	0.85	0.62	-	-
v_6	Q	11[illegible]	0.00	0.00	0.1[illegible]	0.[illegible]	0.[illegible]	0.11	1	1.[illegible]3
	R	11[illegible]	0.[illegible]9	0.[illegible]2	1.2[illegible]	1.80	1.90	0.40	5	[illegible].24
	S	11[illegible]	0.00	0.00	0.15	0.2[illegible]	0.42	0.19	-	-

Tabelle 10: Q-, R- und S-Amplituden in den Ableitungen $v_1 - v_6$ (in mV)

Abl.	Dauer	n	5 %	10 %	$\bar{x}$	90 %	95 %	s	F	X^2
V_1	P	116	0.05	0.05	0.06	0.07	0.07	0.01	-	-
	PQ	115	0.10	0.10	0.12	0.15	0.15	0.02	1	2.70
	QRS	116	0.06	0.07	0.08	0.09	0.10	0.01	-	-
V_2	P	116	0.05	0.05	0.06	0.07	0.08	0.01	-	-
	PQ	115	0.09	0.10	0.12	0.15	0.16	0.02	-	-
	QRS	116	0.06	0.07	0.08	0.09	0.09	0.01	1	2.33
V_3	P	115	0.06	0.06	0.07	0.08	0.09	0.01	1	0.26
	PQ	113	0.09	0.10	0.12	0.15	0.16	0.02	-	-
	QRS	116	0.06	0.06	0.07	0.09	0.09	0.01	-	-
V_4	P	110	0.06	0.06	0.07	0.08	0.09	0.01	1	0.61
	PQ	110	0.09	0.10	0.12	0.14	0.16	0.02	-	-
	QRS	116	0.06	0.06	0.07	0.08	0.09	0.01	1	0.71
V_5	P	114	0.05	0.06	0.07	0.08	0.08	0.01	-	-
	PQ	114	0.09	0.09	0.11	0.14	0.15	0.02	1	2.60
	QRS	116	0.05	0.06	0.07	0.08	0.08	0.01	1	3.48
V_6	P	112	0.05	0.05	0.07	0.08	0.08	0.01	-	-
	PQ	111	0.08	0.09	0.11	0.14	0.15	0.02	-	-
	QRS	116	0.06	0.06	0.07	0.08	0.08	0.01	-	-

Tabelle 11: T-Amplituden in den Ableitungen $V_1 - V_6$ (in mV)

Abl.	Ampl.	n	5%	10%	$\bar{x}$	90%	95%	s	F	X^2
V_1	$T_{(+)}$	2	0,20	0,20	0,25	0,30	0,30	0,07	-	-
	$T_{(-)}$	103	0,15	0,20	0,34	0,50	0,55	0,12	2	1,410
V_2	$T_{(+)}$	8	0,10	0,10	0,33	0,70	0,70	0,18	-	-
	$T_{(-)}$	52	0,20	0,21	0,40	0,60	0,80	0,15	1	1,052
V_3	$T_{(+)}$	67	0,12	0,15	0,44	0,80	0,93	0,22	1	1,634
	$T_{(-)}$	9	0,10	0,10	0,23	0,40	0,40	0,12	-	-
V_4	$T_{(+)}$	110	0,15	0,25	0,50	0,80	0,90	0,21	-	-
	$T_{(-)}$	2	0,20	0,20	0,25	0,30	0,30	0,07	-	-
V_5	$T_{(+)}$	115	0,20	0,20	0,44	0,70	0,80	0,17	3	6,142
V_6	$T_{(+)}$	116	0,10	0,18	0,32	0,50	0,50	0,13	2	5,792

Tabelle 12: P-, PQ- und QRS-Dauer in den Ableitungen $V_1 - V_6$ (in sec)

9. LITERATURVERZEICHNIS

ALIMURUNG, M.M., L.G. JOSEPH, A.S. NADAS and B.F. MASSELL:

The unipolar precodial and extremity electrocardiogram in normal infants and children.
Circulation 4, 420-429 (1951)

BAYLEY, R.H.:

The electric field, produced by an eccentric dipole in a homogeneous circular conducting lamina.
Circulation 7, 272 (1959)

BERSON, A.S., R. GAMBOA, A. NAVAL and H.V. PIPBERGER:

Differences caused by changes in electrode positions in two corrected orthogonal lead systems.
J. Electrocardiol. 3, 29-42 (1970)

BESWICK, F.W. and R.C. JORDAN:

Quantitative comparison of six nominally orthogonal vectorcardiographic systems.
Amer. Heart J. 67, 657-671 (1964)

BLATT, E.: 24 000 Meßunkte in 10 Sekunden Computerauswertung von Elektrokardiogrammen.
Med. Abb. 3, 26 (1971)

BLUMENSCHEIN, S.D., R.C. BARR, M.S. SPACH and R.C. GENTZLER:

Quantitative Frank vectorcardiograms of normal children and a comparison to those of patients with atrial defects.
Amer. Heart J. 83, 332-339 (1972)

BORUN, E.R., S.O. SAPIN and S.J. GOLDBERGER:
Scalar amplitude measurements of data recorded with Cube and Frank leads from normal children.
Circulation 39, 859-870 (1969)

BORUN, E.R., J.M. CHAPMAN and F.J. MASSEY:
Electrocardiographic data recorded with Frank leads in subjects without cardiac disease and those with left ventricular overload.
Amer. J of Cardiol. 18, 656-663 (1966)

BRISTOW, J.D.:
A study of the normal Frank vectorcardiogram.
Amer. Heart J. 61, 242-249 (1961)

BRODY, D.A. and R.C. ARZBAECHER:
A comparative analysis of several corrected vector-cardiopraphic leads.
Circulation 29, 533-545 (1964)

BURCH, G.E., N.P. DE PASQUALE and J.A. CRONVICH:
A standard reference system for spatial vectorcardiography. Comparison of the equilateral tetrahedron and the Frank system.
Amer. Heart J. 80, 638-659 (1970)

BURGER, H.C. and J.B. VAN MILAAN:
Heart Vector and leads.
Brit. Heart J. 8, 157-161 (1946)
9, 154-160 (1947)
10, 229-233 (1948)

BURGER, H.C., J.B. VAN MILAAN and W. DEN BOER:
Comparison of different systems of vectorcardiography.
Brit. Heart J. 14, 401-405 (1952)

CASSELS, D.E. and R.F. ZIEGLER:
Electrocardiography in infants and children.
New York: Grune and Stratton 1966

DOLL, E., H. KLEPZIG, H. REINDELL und G. MEHNERT:
Das Brustwandelektrokardiogramm beim Kind.
Z. Kreisl.-Forsch. 42, 641-657 (1953)

DUCHOSAL, P.W. et R. SULZER:
La vectorcardiographie. Methode d'exploration du champ electrique créé dans le corps humain par les courants d'action du coeur dans les conditions normales et pathologiques.
Basel, Bibl. cardiol.: S. Karger (1949)

EINTHOVEN, W., G. FAHR und A. DE WAART:
Über die Richtung und die manifeste Größe der Patentialschwankungen im menschlichen Herzen und über den Einfluß der Herzlage auf die Form des Elektrokardiogramms.
Pflügers Arch. ges. Physiol. 150, 275-315 (1913)

FAHR, G.: An analysis of the spread of the excitation wave in the human ventricle.
Arch. Int. Med. 25, 146 (1920)

FRANK, E.: The image surface of a homogeneous torso.
Amer. Heart J. 47, 757 (1954)

FRANK, E.: A new quantitative basis for electrocardiographic theory: the normal QRS-complex.
Circulation 12, 406-417 (1955)

FRANK, E.: An accurate, clinically practical system for spatial vectorcardiography.
Circulation 13, 737-749 (1956)

GAMBOA, R. and W.M. GERSONY:
The applicability of the Frank lead system to infants and children.
Pediatrices 38, 585-595 (1966)

GILLMANN, H.:
Über die Möglichkeit der datenmäßigen Ekg-Erfassung und einer automatischen Ekg-Analyse.
Z. Kreisl.-Forsch. 57 (1968)

GUTHEIL, H.:
Kinder Ekg-Fibel.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart (1972)

HECK, W. und J. STOERMER:
Pädiatrischer Ekg-Atlas.
1. Aufl., Stuttgart: Thieme 1959

HELM, R.A.:
An accurate lead system for spatial vectorcardiography.
Amer. Heart J. 53, 415 (1957)

HUGENHOLTZ, P.G. and J. LIEBMAN:
The orthogonal vectorcardiogram in 100 normal children (Frank system) with some comparative data recorded by the Cube system.
Circulation 26, 891-901 (1962)

HUGENHOLTZ, P.G., M.N. LESS and A.S. NADAS:
The scalar electrocardiogram and exercise electrocardiogram in the assessment of congenital aortic stenosis.
Circulation 26, 79-91 (1962)

HÜLLEMANN, K.D.:
Automatische Ekg-Auswertung mit besonderer Berücksichtigung des orthogonalen Ekg-Ableitungssystems nach Frank.
Medizin. Technik 90 (1970)

KREYSZIG, E.:
Statistische Methoden und ihre Anwendungen.
4. Aufl. Göttingen: Vandenhoek u. Ruprecht 1973, Tafel 6, S. 402

LANGNER, P.H., R.H. OKADA, S.R. MOORE and H.L. FIES:
Comparison of 4 orthogonal systems of vectorcardiography.
Circulation 17, 46 (1958)

LEMMERZ, A.H.:
Aussagefähigkeit des Ekg nach Frank.
Z.f. Kardiol. und Angiol. in Klinik und Praxis, 1.Jg. Nr. 1, 35-41 (1969), Nr. 2, 100-103 (1969)

LEPESCHKIN, E.:
Über das normale Brustwandelektrokardiogramm im Kindesalter.
Arch. Kreisl.-Forsch. 3, 321-339 (1938)

LICHTLEN, P.:
Klin. Vektor-Elektrokardiographie.
Springer-Verlag Berlin, Heidelberg 1969

MANN, H.: A method of analysing the electrocardiogram.
Arch. Intern. Med. 25, 283-302 (1920)

MC FEE, R. and A. PARUNGO:
An orthogonal lead system for clinical electrocardiography.
Amer. Heart J. 62, 93-100 (1961)

MOSS, A.J. and F.H. ADAMS:
Heart disease in infants, children and adolescents.
Baltimore: Williams and Wilkins 1968

NAMIN, E.P., R.A. ARCILLA, I.A. D'CRUZ:
The vectorcardiogram in normal children.
Brit. Heart J. 26, 689-696 (1964)

NAMIN, E.P. and R.A. MILLER:
The normal electrocardiogram and vectorcardiogram in children.
Aus Cassels, D.E. and R.F. Ziegler:
Electrocardiography in infants and children.
New York: Grune and Stratton 1966 (S. 79-98)

NAMIN, E.P., R.A. ARCILLA, I.A. D'CRUZ and B.M. GASUL:
Evolution of the Frank vectorcardiogram in normal infants.
Amer. J. Cardiol. 13, 757-766 (1964)

NELSON, C.V. and P. GASTONGNAY:
A definition for zero potential.
Circulation Res. 7, 1038 (1959)

OKADA, R.H.:
Multiple dipole representation of the human heart for vectorcardiography.
Science 127, 240 (1958)

PIPBERGER, H.V.:
Die Bedeutung der orthogonalen Elektrokardiographie und Vektorkardiographie für die klinische Kardiologie.
Arch. Kreisl.-Forsch. 29, 58-76 (1959)

PIPBERGER, H.V. and L.S. LILIENFIELD:
Application of corrected electrocardiographic lead systems in man.
Amer. J. Med. 25, 539-548 (1958)

SACHS, L.: Statistische Methoden.
Springer Verlag Berlin, Heidelberg, 1976

SCHÄFER, H.:
Vorschläge für die Anwendung von Brustwandableitungen des Elektrokardiogramms.
Z. Kreisl.-Forsch. 39, 65-68 (1950)

SCHÄFER, H.:
Das Elektrokardiogramm, Theorie und Klinik.
Berlin - Göttingen - Heidelberg: Springer 1951

SCHELLONG, F., S. HELLER and E. SCHWINGEL:
Das Vektorkardiogramm. Eine Untersuchungsmethode des Herzens.
I. Mitt.
Z. Kreisl.-Forsch. 29, 497-509 (1937)

SCHMITT, O.H. and E. SIMONSON:
The present status of vectorcardiography.
Arch. Intern. Med. 96, 574-590 (1955)

SIMONSON, E.:
Differentiation between normal and abnormal in electrocardiography.
St. Louis: The C.V. Mosby Company 1961

SIMONSON, E., O.H. SCHMITT and H. NAKAGAWA:
Quantitative comparison of eight vectorcardiographic lead systems.
Circul. Res. 7, 296-302 (1959)

SLANY, J.: Zur Elektrodenanlage beim Frankschen Ableitungssystem.
Z. Kreisl.-Forsch. 61, 1105-1110 (1972)

STALLMANN, F.:
Über die Ableittheorie des Elektrokardiogramms.
Arch. Kreisl.-Forsch. 25, 291-323 (1957)

STOERMER, J. und W. HECK:
Pädiatrischer Ekg-Atlas.
2. Aufl. Stuttgart: Thieme 1971

WILSON, F.N. and F.D. JOHMSTON:
The vectorcardiogram.
Amer. Heart J. 16, 14-18 (1938)

YOUNG, E., J. LIEBMAN and A.S. NADAS:
The normal vectorcardiogram of children.
Amer. J. Cardiol. 5, 457-463 (1960)

ZIEGLER, R.F.:
Electrocardiographic studies in normal infants and children.
Springfield, III: C.C. Thomas 1951

ZIEGLER, R.F.:
Introduction and clinical application.
Aus Cassels, D.E. and R.F. Ziegler:
Electrocardiography in infants and children.
New York: Grune and Stratton 1966 (S. 1-9)

LEBENSLAUF

Am 11. September 1948 wurde ich, Thomas B e r n d t , als Sohn des Zahnarztes Dr. Alfred Berndt und seiner Ehefrau Ruth, geb. Joas, in Tübingen geboren.

In Ofterdingen, dem Wohnort meiner Eltern, besuchte ich von 1955 - 1959 die Grundschule, anschließend wechselte ich auf das Kepler-Gymnasium in Tübingen. 1967 legte ich dort die Reifeprüfung ab.

Mein Studium der Zahnheilkunde begann ich 1968 an der Universität Tübingen. Nach bestandenem Vorphysikum (1969) und Physikum (1970) legte ich am 25. Juni 1973 das Staatsexamen in Tübingen ab.

Von September 1973 - Juni 1976 war ich als Assistenz-Zahnarzt in verschiedenen Praxen tätig und absolvierte als Stabsarzt meinen Wehrdienst.

Seit Juli 1976 habe ich mich in Reutlingen als Zahnarzt in eigener Praxis niedergelassen.

LEBENSLAUF

Am 11. September 1948 wurde ich, Thomas B e r n d t , als Sohn des Zahnarztes Dr. Alfred Berndt und seiner Ehefrau Ruth, geb. Joas, in Tübingen geboren.

In Ofterdingen, dem Wohnort meiner Eltern, besuchte ich von 1955 - 1959 die Grundschule, anschließend wechselte ich auf das Kepler-Gymnasium in Tübingen. 1967 legte ich dort die Reifeprüfung ab.

Mein Studium der Zahnheilkunde begann ich 1968 an der Universität Tübingen. Nach bestandenem Vorphysikum (1969) und Physikum (1970) legte ich am 25. Juni 1973 das Staatsexamen in Tübingen ab.

Von September 1973 - Juni 1976 war ich als Assistenz-Zahnarzt in verschiedenen Praxen tätig und absolvierte als Stabsarzt meinen Wehrdienst.

Seit Juli 1976 habe ich mich in Reutlingen als Zahnarzt in eigener Praxis niedergelassen.